

Technische Universität Darmstadt  
Fachbereich Humanwissenschaften  
Institut für Sportwissenschaft

**Motorische Kontrolle beim Stehen und Gehen –  
ein Vergleich von Personen mit und ohne  
unspezifische Schmerzen im unteren Rücken**

Zur Erlangung des Grades  
Doktor rerum naturalium

Dissertation von  
Cathrin Christin Koch

1. Gutachter: Prof. Dr. Frank Hänsel
2. Gutachter: Prof. Dr. Josef Wiemeyer

Darmstadt 2019

Koch, Cathrin: Motorische Kontrolle beim Stehen und Gehen – ein Vergleich von Personen mit und ohne unspezifische Schmerzen im unteren Rücken

Darmstadt, Technische Universität Darmstadt,

Jahr der Veröffentlichung der Dissertation auf TUpriints: 2019

Tag der mündlichen Prüfung: 09.05.2019

Veröffentlicht unter CC BY-SA 4.0 International

<https://creativecommons.org/licenses/>

**Eidesstattliche Erklärung**

Hiermit versichere ich, Cathrin Koch, die vorliegende Dissertation ohne Hilfe Dritter und nur mit den angegebenen Quellen und Hilfsmitteln angefertigt zu haben. Alle Stellen, denen Quellen entnommen wurden, sind als solche kenntlich gemacht worden. Diese Arbeit hat in gleicher oder ähnlicher Form noch keiner Prüfungsbehörde vorgelegen.



Darmstadt, den 22.05.2019

(Unterschrift des Autors)

---

## Inhaltsverzeichnis

Summary.....	1
Zusammenfassung.....	4
1 Einleitung .....	8
2 Theoretische Grundlagen.....	12
2.1 Unspezifische Rückenschmerzen .....	12
2.1.1 Epidemiologie.....	13
2.1.2 Klassifikation von unspezifischen Rückenschmerzen .....	14
2.2 Stehen .....	15
2.3 Gehen .....	18
2.4 Modelle zum Zusammenhang von Schmerzen und motorischer Kontrolle .....	20
2.4.1 Das „Pain-spasm-pain“-Modell.....	21
2.4.2 Das „Pain-adaptation“-Modell.....	22
2.4.3 Das Modell zur motorischen Adaptation von Hodges & Tucker (2011) .....	24
2.4.4 Das stabilisierende System der Wirbelsäule.....	26
2.4.5 Vergleich der Modelle .....	29
2.5 Forschungsfrage .....	30
3 Systematische Literaturanalysen zu Unterschieden in der motorischen Kontrolle .....	32
3.1 Unterschiede in der motorischen Kontrolle beim Stehen.....	32
3.1.1 Einleitung .....	32
3.1.2 Methode .....	34
3.1.3 Ergebnisse.....	36
3.1.4 Diskussion .....	51
3.1.5 Zusammenfassung.....	55
3.2 Unterschiede in der motorischen Kontrolle beim Gehen.....	56
3.2.1 Einleitung .....	56
3.2.2 Methode .....	57
3.2.3 Ergebnisse.....	59
3.2.4 Diskussion .....	76

3.2.5	Zusammenfassung.....	80
3.3	Fazit der Literaturanalysen.....	80
4	Fall-Kontroll-Studie zur Erfassung der Unterschiede zwischen Personen mit und ohne NSLBP .....	84
4.1	Forschungsfragen bzw. -hypothesen .....	84
4.2	Methode .....	85
4.2.1	Studienteilnehmer .....	85
4.2.2	Vorgehen .....	87
4.2.3	Equipment.....	90
4.2.4	Datenverarbeitung.....	91
4.2.5	Statistische Auswertung .....	93
4.3	Ergebnisse .....	94
4.3.1	Vorbereitende Analysen .....	94
4.3.2	Überprüfung der Hypothesen .....	95
4.3.3	Weiterführende Analysen.....	98
4.4	Diskussion.....	102
4.1	Zusammenfassung .....	113
5	Fazit und Ausblick .....	115
5.1	Gesamtfazit.....	115
5.2	Ausblick .....	125
	Literaturverzeichnis .....	131
	Anhang.....	144
	A1: Skala der Qualitätsbeurteilung .....	144
	A2: Fragebogen .....	146

---

## Abbildungsverzeichnis

<i>Abbildung 1: Schematische Abbildung neurophysiologischer Abläufe im Pain-spasm-pain-Modell (van Dieën et al., 2003, S.334). .....</i>	<i>21</i>
<i>Abbildung 2: Schematische Darstellung neurophysiologischer Abläufe des Pain-adaptation-Modells (modifiziert nach van Dieën et al., 2003, S. 335)..</i>	<i>23</i>
<i>Abbildung 3: Neue Theorie der motorischen Adaptation an Schmerz (modifiziert nach Hodges &amp; Tucker, 2011).....</i>	<i>25</i>
<i>Abbildung 4: Funktion des spinalen Stabilisationssystems (modifiziert nach Panjabi, 1992).....</i>	<i>27</i>
<i>Abbildung 5: Dysfunktion des spinalen Stabilisationssystems (modifiziert nach Panjabi, 1992).....</i>	<i>28</i>
<i>Abbildung 6: Flussdiagramm der Studienselektion beim Stehen.....</i>	<i>37</i>
<i>Abbildung 7: Flussdiagramm der Studienselektion beim Gehen.....</i>	<i>60</i>

---

## **Tabellenverzeichnis**

<i>Tabelle 1: Qualitätsbeurteilung der Studien zum Stehen .....</i>	<i>38</i>
<i>Tabelle 2: Übersicht der Studien zum Stehen.....</i>	<i>41</i>
<i>Tabelle 3: Qualitätsbeurteilung der Studien zum Gehen.....</i>	<i>62</i>
<i>Tabelle 4: Übersicht der Studien zum Gehen .....</i>	<i>65</i>
<i>Tabelle 5: Inferenzstatistische Ergebnisse des CoM und EMG in Abhängigkeit von Gruppe und Bedingung .....</i>	<i>96</i>
<i>Tabelle 6: Deskriptive Statistik der CoM-Verlagerung für die Bedingungen.</i>	<i>96</i>
<i>Tabelle 7: Deskriptive Statistik der abhängigen Variablen für die Gruppen beim Stehen .....</i>	<i>97</i>
<i>Tabelle 8: Deskriptive Statistik der abhängigen Variablen für die Gruppen beim Gehen .....</i>	<i>98</i>
<i>Tabelle 9: Korrelationen zwischen Kontrollvariablen und variablen motorischer Kontrolle getrennt nach Gruppen beim Stehen.....</i>	<i>100</i>
<i>Tabelle 10: Korrelationen Kontrollvariablen und Parameter motorischer Kontrolle getrennt nach Gruppen beim Gehen .....</i>	<i>101</i>

## Summary

Non-specific low back pain poses a major socioeconomic problem. Furthermore, it restricts each affected individual in his/her daily activities. To better understand the possible underlying mechanisms, the aim of the present work is to compare motor control between individuals with and without non-specific low back pain.

Two systematic analyses of literature were performed according to the guidelines of the PRISMA statement. Considering motor control during standing and walking, the systematic search in five databases results in 21 studies on quiet standing and 31 studies on walking (published between January 2000 and January 2018), which investigated individuals with and without non-specific low back pain (NSLBP) using biomechanical or neuromuscular parameters. The data extraction and the evaluation of study quality were performed by two independent persons. For example, data of the sample were extracted and evaluated. Characteristics of the sample were used for the evaluation of the quality of studies.

The results for quiet standing indicate differences in motor control during standing between individuals with and without NSLBP. Even though the majority of included studies showed only moderate quality and only a few high quality studies exist, there is an indication for a stiffened pelvis-spine region through an increased activation of the hip and back muscles as well as a shift of proprioceptive weighting towards the use of ankle strategy in individuals with NSLBP. Furthermore, differences in the oscillation of the center of pressure are found with more challenging conditions like bandaged eyes or unstable surface. There is no evidence of differences in the joint angles during standing. The results for walking confirm differences in motor control between individuals with and without NSLBP. Due to only a few high quality studies there is also no high evidence of differences in any of the parameters, but concerning the biomechanical parameters there is at least a tendency for a lower preferred walking velocity on the treadmill, a lower amplitude of pelvis motion, more in phase coordination, lower ground reaction forces and a higher stride-to-stride



variability in the NSLBP group. Moderate evidence has been found in EMG data for a higher activity of the erector spinae (ES) in the NSLBP group.

Taken together the results for standing and walking point to an altered motor control, that is indicated by a higher ES activity and leads to a stiffened lumbar spine-pelvis region, an increased use of ankle strategy, higher oscillations under challenging conditions, and a compounding coordination.

Based on these results a case-control-study was conducted to replicate the results. The study has been preregistered on the OSF platform. Biomechanical and neuromuscular parameters were acquired simultaneously. During standing the displacement of the center of mass as well as the activity of the ES were collected. During walking preferred velocity, ground reaction forces (GRF), pelvis to thorax rotation, variability of the rotation of pelvis to thorax and activity of the ES were collected. Twenty individuals with and without NSLBP participated in the study. Participants were matched according to age and sex. During standing three trials à 90 seconds for each of the three different conditions (standing on solid ground with eyes open, standing on solid ground with eyes bandaged and standing on unstable surface with eyes open) were performed. Via force platform the data of the center of mass and via surface EMG muscular activity of ES were collected.

During walking three trials with a preferred walking speed were performed on an 8m walkway. Afterwards participants had to walk at a given speed until they completed three trials at the given speed of 1.2 m/s with the right foot stepping onto the force platform during walking. With the force platform the GRF were recorded, while smartphones, which were attached to the pelvis and thorax, recorded the motion of the pelvis to thorax. Due to technical issues EMG data during walking could not be analyzed.

After the execution of the tests all participants had to fulfill a questionnaire about their current mood, pain intensity, well-being, disabilities, and physical activity. A current pain intensity of  $M = 2.6$  and a pain intensity of  $M = 5.1$  in average over the last six weeks for the NSLBP group was reported. The control group rated their current pain with  $M = 0.1$  and  $M = 0.5$  in average over the last six weeks. For well-being there were only differences between groups on the physical scale, not on the psychic scale. The average disability in the NSLBP

group was low. No significant differences between groups could be found for physical activity.

A multivariate testing for standing shows a main effect for conditions which results from the higher CoM displacement during standing on foam compared to the other conditions. There is no significant main effect for group. A significant interaction between group and condition cannot be found either. In the present study differences between individuals with and without NSLBP concerning neuromuscular and biomechanical parameters during standing cannot be confirmed.

A multivariate testing for walking does not show a significant main effect for group. Accordingly, differences in motor control between groups cannot be replicated for walking either.

An analysis of correlations between control variables and parameters of motor control reveal no considerable effects.

Possible reasons for these results can be found in the complexity of control processes, the low demand of the tasks, the relatively good fitness level, the high interindividual variability of the dependent variables and the possibility, that parameters like minimal CoM-displacement are not accurate.

In conclusion, with the case control study the parameters identified through the systematic analyses of literature could not be replicated. Since the findings of existing research are heterogeneous, differential effects seem to be possible and indicated by our findings. In the future it is necessary to clear the relation between NSLBP and differences in motor control by performing long term studies, using superordinate parameters, as well as using pattern analysis.

## Zusammenfassung

Nicht-spezifische Schmerzen im unteren Rücken (NSLBP) stellen durch hohe Arbeitsausfälle und Kosten ein sozioökonomisches Problem für die Gesellschaft und ein bedeutsames Problem für die einzelnen Betroffenen dar. Ziel der vorliegenden Arbeit ist es zu prüfen, ob, und wenn ja, welche Unterschiede in der motorischen Kontrolle von Personen mit nicht-spezifischen Schmerzen im unteren Rücken (NSLBP) im Vergleich zu Personen ohne NSLBP beim Stehen und Gehen bestehen.

Zunächst wurden zwei *systematische Literaturanalysen* nach den PRISMA Leitlinien durchgeführt. In Bezug auf die motorische Kontrolle bei den Alltagsbewegungen Stehen und Gehen konnten im Rahmen einer Literaturrecherche in fünf Datenbanken 21 Artikel zum Stehen und 31 Artikel zum Gehen identifiziert werden (erschieden zwischen Januar 2000 und Januar 2018), die Personen mit und ohne NSLBP hinsichtlich biomechanischer oder neuromuskulärer Parameter verglichen. Die Datenextraktion und die Bewertung der Studienqualität erfolgte jeweils unabhängig durch zwei Personen. Charakteristika der Stichprobe flossen in die Bewertung der Studienqualität ein.

Die Ergebnisse zum *Stehen* zeigen Unterschiede in der motorischen Kontrolle im Stehen zwischen Personen mit und ohne NSLBP. Auch wenn die Mehrheit der eingeschlossenen Studien lediglich eine moderate Qualität aufweist und nur wenige Studien als qualitativ hochwertig eingestuft wurden, können Hinweise auf eine versteifte Lenden-Becken-Region durch eine erhöhte Aktivität der Hüft- und Rückenmuskulatur sowie auf eine Verlagerung der propriozeptiven Gewichtung in Richtung Sprunggelenkstrategie bei Personen mit NSLBP gefunden werden. Des Weiteren zeigen sich Hinweise auf Unterschiede der CoP-Verlagerungen unter erschwerten Bedingungen, wie bei geschlossenen Augen oder beim Stehen auf einem Schaumstoffkissen. Für Unterschiede im Gelenkwinkel beim Stehen gibt es keine Evidenz.

Auch die Ergebnisse der Studien zum *Gehen* weisen Unterschiede in der motorischen Kontrolle zwischen Personen mit und ohne NSLBP auf. Hier kann aufgrund nur weniger qualitativ hochwertiger Studien ebenfalls keine hohe Evidenz für einen der Parameter gefunden werden, jedoch zeigt sich bezüglich der biomechanischen Parameter mindestens eine Tendenz für eine reduzierte

präferierte Ganggeschwindigkeit auf dem Laufband, eine geringere Bewegungsamplitude des Beckens, mehr phasengleiche Koordination, geringere Bodenreaktionskräfte und eine höhere Variabilität über die Gangzyklen in der NSLBP-Gruppe. Moderate Evidenz ergibt sich in den EMG-Daten für eine höhere Aktivität des M. erector spinae (ES) für Personen mit NSLBP.

Zusammengenommen ergänzen sich die Ergebnisse zum Stehen und Gehen und weisen auf eine veränderte motorische Kontrolle hin, die sich in einer höheren Aktivität des ES widerspiegelt und zu einer Versteifung der Lenden-Becken-Region, einer vermehrten Nutzung der Sprunggelenkstrategie und höheren Schwankungen unter erschwerten Bedingungen sowie zu einer erschwerten Koordination führt.

Ausgehend von diesen heterogenen Ergebnissen wurde anschließend eine hochwertige *Fall-Kontroll-Studie* durchgeführt. Die Studie wurde auf der OSF-Plattform präregistriert. Es wurden erstmals biomechanische und neuromuskuläre Parameter simultan aufgenommen. Beim Stehen wurde die Verlagerung des Center of Mass (CoM) sowie die EMG-Aktivität des ES erhoben. Beim Gehen wurde die präferierte Ganggeschwindigkeit, die Bodenreaktionskraft, die Rotation der Becken-Thorax-Region, die Variabilität der Rotation und die EMG-Aktivität des ES aufgezeichnet. Es wurden je 20 Personen mit und 20 Personen ohne NSLBP (Kontrollgruppe) getestet. Die Studienteilnehmer/innen wurden nach Geschlecht und Alter gematcht.

Beim Stehen führten alle Studienteilnehmer/innen je drei Versuche von 90 Sekunden unter drei verschiedenen Bedingungen durch (Stehen auf stabilem Untergrund, Stehen auf stabilem Untergrund mit verbundenen Augen, Stehen auf Schaumstoff mit offenen Augen). Der CoM wurde mittels einer Kraftmessplatte erhoben und die muskuläre Aktivität wurde mit einem Oberflächen-EMG bilateral vom ES abgeleitet.

Beim Gehen wurden drei Versuche auf einer 8-m-Bahn zur Messung der präferierten Ganggeschwindigkeit durchgeführt. Anschließend gingen die Studienteilnehmer/innen auf der 8-m-Bahn, bis sie drei gültige Versuche bei der vorgegebenen Geschwindigkeit von 1.2 m/s absolviert hatten und dabei mit dem rechten Fuß über die Kraftmessplatte liefen. Mittels Kraftmessplatte wurden die Bodenreaktionskräfte (GRF) erhoben, während Smartphones, die am

Becken und am Thorax angebracht waren, die Rotation der Becken-Thorax-Region aufzeichneten. Aus technischen Gründen konnten die EMG-Daten beim Gehen nicht ausgewertet werden.

Nach der Testung füllten alle Studienteilnehmer/innen einen Fragebogen zu ihrer aktuellen Befindlichkeit, ihrer Schmerzintensität, ihrer Einschränkungen durch die Rückenschmerzen, ihrem Gesundheitszustand und ihrer körperlichen Aktivität aus. Für die Fragebögen zeigt sich eine aktuelle Schmerzintensität von  $M = 2.6$  Punkten und  $M = 5.1$  Punkten in den letzten sechs Wochen in der NSLBP-Gruppe, während die Kontrollgruppe einen aktuellen Schmerz von  $M = 0.1$  Punkten und einen durchschnittlichen Schmerz von  $M = 0.5$  Punkten berichtet. Die durchschnittliche Einschränkung durch die Schmerzen in der NSLBP-Gruppe ist gering. Für den Gesundheitszustand zeigen sich Unterschiede zwischen den Gruppen lediglich auf der physischen, nicht auf der psychischen Skala. Zudem lassen sich keine Unterschiede in der körperlichen Aktivität zwischen den Gruppen feststellen.

Die multivariate Testung ergibt jedoch einen Haupteffekt für den Faktor Bedingung, der aufgrund der höheren Schwankungen beim Stehen auf dem Kissen im Vergleich zu den beiden anderen Bedingungen zustande kommt. Der Haupteffekt für den Faktor Gruppe erweist sich als nicht signifikant. Mittels der MANOVA kann für das Stehen keine Interaktion zwischen Gruppe und Bedingung gefunden werden. In der vorliegenden Studie können somit die in der Literatur identifizierten Unterschiede bezüglich biomechanischer und neuromuskulärer Parameter beim Stehen nicht bestätigt werden.

Auch für das Gehen zeigt eine multivariate Testung keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen. Demnach lassen sich die in der Literatur gefundenen Unterschiede beim Gehen ebenfalls nicht bestätigen.

Die Analyse von Zusammenhängen zwischen den mittels Fragebögen erhobenen Kontrollvariablen und den Parametern der motorischen Kontrolle ergibt ebenfalls keine bedeutsamen Effekte.

Begründet werden könnten diese Ergebnisse und die Nichtbestätigung der angenommenen Unterschiede durch die Komplexität der motorischen Kontrollprozesse, die geringen Anforderungen der Aufgaben, die hohe interindividuelle Variabilität der abhängigen Variablen, die verhältnismäßig gute Fitness

der Studienteilnehmer mit NSLBP und die Tatsache, dass bestimmte Parameter wie eine minimale CoM-Verlagerung möglicherweise nicht adäquat sind. Insgesamt kann die Fall-Kontroll-Studie die Ergebnisse der Literaturrecherchen nicht bestätigen. Da jedoch auch die Befunde in der Literatur heterogen sind, scheinen differentielle Effekte (z.B. durch die Schmerzdauer) möglich, für die erste Hinweise gefunden werden konnten. Zukünftig gilt es, den Zusammenhang zwischen Unterschieden motorischer Kontrolle und NSLBP durch Langzeitstudien, die Verwendung von übergeordneten Parametern sowie Musteranalysen weiter aufzuklären.

## 1 Einleitung

In den Industrieländern zählen Rückenschmerzen schon seit Jahren zu einem bekannten Volksleiden (Hoy, Brooks, Blyth, & Buchbinder, 2010; Ma, Chan, & Carruthers, 2014). Fast jeder kann über eine Episode von Schmerzen berichten, da die Lebenszeitprävalenz von Rückenschmerzen mindestens 74 % beträgt (Raspe, 2012). Bei 80 bis 90 % aller Rückenschmerzen handelt es sich um nicht-spezifische Rückenschmerzen, das heißt, die Ursache der Schmerzen lässt sich nicht auf eine spezifische Krankheit oder pathologische Veränderung zurückführen (Hildebrandt & Pfingsten, 2012). Nicht-spezifische Rückenschmerzen stellen eine große sozioökonomische Herausforderung dar, da sie alleine in Deutschland jährlich Kosten von 16 bis 22 Mrd. Euro verursachen und mit einem Arbeitsausfall von 277.000 Erwerbstätigkeitsjahren bezogen auf die Gesamtbevölkerung einhergehen (Schmidt & Kohlmann, 2007). Hinzu kommt, dass eine vorangegangene Periode von Rückenschmerzen das Risiko zu erhöhen scheint, erneut Schmerzen zu bekommen (Schmidt & Kohlmann, 2007).

Während anthropometrische Größen (Körpergröße, Gewicht etc.), körperliche Fitness mit ihren Komponenten wie Beweglichkeit und Kraft sowie körperliche Beanspruchungen (Heben von schweren Lasten, langes Sitzen etc.) keine ausreichende Evidenz als Risikofaktoren für nicht-spezifische Rückenschmerzen aufweisen, zeigen neuere Studien eine eingeschränkte motorische Kontrolle bei Personen mit Rückenschmerzen (Gotze, Ernst, Koch, & Blickhan, 2015; Laird, Gilbert, Kent, & Keating, 2014). Dabei scheinen vor allem Alltagsbewegungen aufgrund ihrer vielfachen Ausführung eine hohe Relevanz zu haben. Bestimmte Bewegungsverhaltensweisen beim Stehen und Gehen begünstigen Rückenbeschwerden (Hartvigsen, Leboeuf-Yde, Lings, & Corder, 2000; R. Müller et al., 2015; Nelson-Wong & Callaghan, 2010b).

Da Bewegung durch ein komplexes Zusammenspiel von Nerven- und Muskelsystem zustande kommt, können kleine, nicht bewusst wahrgenommene Veränderungen in diesem System entsprechend weitreichende Auswirkungen für das gesamte Zusammenspiel haben, woraus beispielsweise Symptome wie eine eingeschränkte Beweglichkeit oder Schmerz resultieren können. Physio-

logische Veränderungen, wie die Aktivierung oder Koaktivierung von Muskelgruppen, werden im Normalfall nicht bewusst wahrgenommen. Erst wenn diese aufgrund von Ausmaß oder Dauer zu Symptomen wie Verspannungen oder Schmerzen führen, treten sie ins Bewusstsein.

In der vorliegenden Arbeit wird der Kenntnisstand zu Unterschieden in der motorischen Kontrolle zwischen Personen mit und ohne unspezifische Schmerzen im unteren Rücken (NSLBP) abgebildet und überprüft. Dabei wird sich wegen der besonders häufigen Ausführung auf Alltagsaktivitäten konzentriert. Exemplarisch werden die Aktivitäten Stehen und Gehen betrachtet.

Bisher existieren lediglich Studien, die einen oder mehrere Parameter auf biomechanischer oder neuromuskulärer Ebene analysieren. Eine systematische Literaturanalyse, die beide Ebenen umfassend berücksichtigt, konnte nicht gefunden werden. Dabei scheint es essentiell, die Veränderungen auf neurophysiologischer Ebene mit ihren Auswirkungen auf biomechanischer Ebene zu betrachten, um motorische Kontrolle in ihrer Komplexität erfassen und verändern zu können.

Daher ist es unerlässlich, zunächst einen Überblick über die in der Literatur berichteten Unterschiede zwischen Personen mit und ohne NSLBP in der motorischen Kontrolle unter der Berücksichtigung der neuromuskulären und biomechanischen Ebene im Stehen und im Gehen zu geben. Anschließend werden die Parameter mit der höchsten Evidenz mittels einer neuartigen Zusammenstellung an Sensoren, die in Kooperation mit dem Multimedia Communications Lab (KOM) der TU Darmstadt entwickelt wurde, empirisch überprüft. Zur Überprüfung erfolgt die Durchführung einer Fall-Kontroll-Studie.

Somit werden in der vorliegenden Arbeit die Parameter identifiziert, die im Zusammenhang mit NSLBP stehen. In der weiteren Forschung können diese Erkenntnisse wesentlich zur Verbesserung der Diagnostik und Therapie von NSLBP beitragen. Durch eine frühzeitige Erkennung von Veränderungen der motorischen Kontrolle sowie eines Trainings der motorischen Kontrolle zur Wiederherstellung alter Bewegungsmuster kann möglicherweise der Chronifizierung von Rückenbeschwerden entgegengewirkt werden.

Die vorliegende Forschungsarbeit ist eingebettet in ein Projekt, welches die Grundlagen für die Entwicklung eines neuartigen, alltagstauglichen Systems



zur Darbietung von Augmented Feedback bei Rückenbeschwerden liefern soll und somit bei der Therapie von NSLBP eingesetzt werden kann. Augmented Feedback bedeutet, dass Personen zusätzlich zu dem intrinsisch wahrgenommenen Feedback weitere verhaltensrelevante Informationen zur Bewegungsausführung zurückgemeldet bekommen, die ihnen nicht bewusst zur Verfügung stehen (Lauber & Keller, 2014). Es stellt somit eine Methode zur Optimierung der motorischen Kontrolle dar. In einigen Studien wird eine Wirksamkeit von Augmented Feedback hinsichtlich der Schmerzlinderung bei Rückenschmerzen bestätigt (Giggins, Persson, & Caulfield, 2013; Hartveld & Hegarty, 1996; Winter-Barnstedt, 2001). In diesen Studien wird Augmented Feedback in Form von Biofeedback zur Verfügung gestellt. Das heißt, es werden biologische Informationen in Echtzeit bereitgestellt, die ansonsten unbekannt wären (Giggins et al., 2013). Der veränderten motorischen Kontrolle, die möglicherweise zu einer Chronifizierung von Rückenschmerzen führt, könnte entsprechend mit Augmented Feedback entgegengewirkt werden. Erste Systeme, die versuchen auf Veränderungen der motorischen Kontrolle einzuwirken, arbeiten lediglich auf Basis von Elektromyographie (EMG) mit dem Ziel, über eine Senkung der Muskelaktivität und der damit einhergehenden Entspannung eine Linderung der Schmerzen zu erreichen. Aufgrund der komplizierten Anwendung sowie keiner verbesserten Wirksamkeit gegenüber herkömmlichen Entspannungsverfahren bezüglich der Schmerzreduktion (Arena & Blanchard, 1996) finden diese Verfahren in der Praxis nur wenig Anwendung. Systeme, die eine Veränderung kinematischer Parameter anstreben, wurden bisher nur sehr wenige entwickelt; beispielsweise existiert ein System mit dem Ziel, die posturale Kontrolle zu verbessern (Magnusson, Chow, Diamandopoulos, & Pope, 2008). Weitere Systeme, die die motorische Kontrolle durch neuromuskuläre und biomechanische Parameter abbilden, wurden bislang nicht entwickelt.

Das Ziel der vorliegenden Arbeit ist es demnach (1) den Forschungsstand zu Unterschieden der motorischen Kontrolle zwischen Personen mit und ohne NSLBP beim Stehen und Gehen systematisch zu analysieren und (2) im Anschluss mit einem neuartigen System simultan die neuromuskulären und physiologischen Parameter mit der höchsten Evidenz zu überprüfen, um so (3) die

Grundlagen für alltagstaugliche Therapiemaßnahmen mittels Augmented Feedback oder diagnostische Verfahren zu legen.

## 2 Theoretische Grundlagen

Zunächst werden nun die theoretischen Grundlagen der vorliegenden Dissertation dargestellt. Dabei werden die für die vorliegende Arbeit wichtigsten Begriffe näher erläutert. Kapitel 2.1 geht dabei zu Beginn näher auf den Begriff der unspezifischen Rückenschmerzen ein. Im Anschluss werden die Alltagsaktivitäten Stehen (siehe Kapitel 2.2) und Gehen (siehe Kapitel 2.3) erläutert, bevor die Modelle des Zusammenhangs von Rückenschmerzen und motorischer Kontrolle vorgestellt werden (siehe Kapitel 2.4). Abschließend wird ausgehend von den Erläuterungen die Forschungsfrage hergeleitet (siehe Kapitel 2.5).

### 2.1 Unspezifische Rückenschmerzen

Unspezifische Rückenschmerzen gehören in Deutschland sowie in anderen Industrieländern seit Jahren zu den am meisten verbreiteten Gesundheitsproblemen (Hildebrandt & Pfingsten, 2012). Sie werden nach der internationalen statistischen Klassifikation der Krankheiten und verwandter Gesundheitsprobleme (ICD-GM-10) unter dem Code M50-M54 „sonstige Krankheiten der Wirbelsäule und des Rückens“ eingeordnet. Die Diagnose „unspezifischer Rückenschmerz“ wird nach dem Ausschluss spezifischer Gründe für Schmerzen gestellt (Koes et al., 2010). Per Definition sind unspezifische Rückenschmerzen Schmerzen, die sich weder auf einen pathologischen Mechanismus, wie eine Entzündung oder eine maligne Infiltration, noch auf eine spezifische Krankheit zurückführen lassen (Hildebrandt & Pfingsten, 2012). Zur Diagnostik bzw. zum Ausschluss spezifischer Ursachen für Schmerzen werden in der klinischen Praxis häufig bildgebende Verfahren wie die Magnetresonanztomographie durchgeführt. Dagegen ist jedoch kritisch einzuwenden, dass ähnliche Läsionen wie bei Personen mit Rückenschmerzen auch bei Personen ohne Symptome gefunden werden konnten (Balagué, Mannion, Pellisé, & Cedraschi, 2012). Daher bleibt unklar, ob die Läsionen überhaupt Ursache der Schmerzen sind. In wissenschaftlichen Studien erfolgt die Messung unspezifischer Rückenschmerzen auf unterschiedliche Arten. Da bildgebende Verfahren sehr kostenintensiv sind, werden diese Verfahren mit ihren Befunden meist

nur herangezogen, sollten sie bereits aufgrund der vorhergehenden Behandlung vorliegen. Ist dies nicht der Fall, wird sich häufig auf eine Schmerzdauer von über drei Monaten bezogen, um akute Ursachen wie Bandscheibenvorfälle auszuschließen. Dabei wird davon ausgegangen, dass die strukturellen Läsionen und die damit verbundenen Entzündungen in diesem Zeitraum zurückgehen (Kempf, 2010), womit die spezifischen Ursachen abgeklungen wären. Eine standardisierte Methode zur Diagnostik unspezifischer Rückenschmerzen existiert nicht.

### **2.1.1 Epidemiologie**

Bei Rückenschmerzen differenzieren die meisten Angaben zur Prävalenz nicht nach der Ätiologie, da eine solche Unterscheidung aufgrund der unterschiedlichen Diagnostik oftmals schwierig ist. Mit einer Lebenszeitprävalenz von mindestens 74 %, leiden rund zwei Drittel der Bevölkerung zumindest einmal in ihrem Leben unter Rückenschmerzen (Raspe, 2012). Mindestens 80 % aller Rückenschmerzen werden als unspezifisch eingestuft. Dabei steigt der prozentuale Anteil derer, die fast täglich unter Rückenschmerzen leiden, stetig mit höherem Alter (Raspe, 2012).

Zur Inzidenz von Rückenschmerzen existieren nur wenige Studien, da es aufgrund der hohen Verbreitung der Krankheit kaum möglich ist, ein sinnvolles Bezugskollektiv für Langzeitstudien zu bestimmen. In vielen Studien wird daher zur Abschätzung der Inzidenz nicht das Auftreten der ersten Episode herangezogen, sondern das Wiederauftreten nach einem schmerzfreien Zeitraum (Hildebrandt & Pfingsten, 2012). Die Definitionskriterien in den einzelnen Studien weichen dabei stark voneinander ab. Damit lässt sich begründen, dass Review eine Ein-Jahres-Inzidenz von Rückenschmerzen zwischen 1,5 % und 36 % berichtet (Hoy et al., 2010). In einer weiteren in den Niederlanden durchgeführten Studie wird in einem 3-Jahres-Follow-up eine jährliche Inzidenz von 20 bis 28 % festgestellt (Elders & Burdorf, 2004). Insgesamt wird jedoch davon ausgegangen, dass die Inzidenz aufgrund der Erhebung mittels jährlicher Abfragen durch das Vergessen kürzerer Perioden mit Rückenschmerzen eher unterschätzt wird (Hoy et al., 2010).

Besonders hoch ist die Zahl der Arbeitsunfähigkeitstage, die durch Rückenschmerzen zustande kommen. Laut DAK Gesundheitsbericht wurden 2016 5,6 % der Arbeitsunfähigkeitstage in Deutschland durch Rückenschmerzen mit der Diagnose M54 begründet. Damit sind Rückenschmerzen die zweithäufigste Einzeldiagnose für einen Arbeitsausfall in diesem Zeitraum (Knieps & Pfaff, 2016). Die Mehrheit der akuten unspezifischen Rückenschmerzen klingt innerhalb kurzer Zeit wieder ab (Fahland, Kohlmann, & Schmidt, 2016). Allerdings kommt es in 26 bis 37 % der Fälle zu erneuten Phasen von Arbeitsunfähigkeit und sogar 68 % der Fälle leiden innerhalb der nächsten 12 Monate erneut an Rückenschmerzen (Fahland et al., 2016). Dadurch stellen unspezifische Rückenschmerzen eine hohe Belastung für das Gesundheitssystem dar.

### **2.1.2 Klassifikation von unspezifischen Rückenschmerzen**

Neben der Unterscheidung nach der Ätiologie von Rückenschmerzen werden diese unter anderem aufgrund der Dauer, der Lokalisation und des Schweregrades weiter klassifiziert. Auf Basis der *Schmerzdauer* wird zwischen akuten und chronischen Schmerzen unterschieden. In einigen Fällen werden subakut oder rezidivierend als weitere Kategorien angeführt (Casser, 2008; Hildebrandt & Pfingsten, 2012). Allerdings fehlt hier eine allgemein anerkannte Definition, da verschiedene Institutionen von einer unterschiedlichen Dauer ausgehen (Hildebrandt & Pfingsten, 2012). Als akut werden Schmerzen definiert, die nach dem Institute for Clinical Systems Improvement (ICSI) nicht länger als sieben Wochen (Schürer, 2014), und nach der Deutschen Gesellschaft für Allgemeinmedizin und Familienmedizin (DAGEM) für höchstens drei Monate andauern (Hildebrandt & Pfingsten, 2012). Als chronisch werden die Schmerzen von der DAGEM sowie der ICSI bezeichnet, wenn sie länger als drei Monate andauern. Wenn sich im weiteren Verlauf der Arbeit auf chronische Schmerzen bezogen wird, sind Schmerzen gemeint, die länger als drei Monate andauern oder rezidivierend sind.

Des Weiteren lassen sich die Schmerzen abhängig von ihrer *Lokalisation* näher bestimmen. In der vorliegenden Arbeit wird sich auf die Schmerzen im Bereich des unteren Rückens bezogen, in der englischsprachigen Literatur als „low back pain“ (LBP) bezeichnet. Entsprechend des angloamerikanischen

Begriffs des „low back pain“ gibt es keine ähnliche Terminologie im deutschsprachigen Raum (Raspe, 2012). Der Begriff, der dem amerikanischen am nächsten kommt, ist der des Kreuzschmerzes. Im Folgenden wird sich an der Definition für LBP, die sich auf die Lokalisation des Schmerzes bezieht, orientiert. Unter LBP werden Schmerzen gefasst, die zwischen den unteren Rippen und den Glutealfalten liegen (Hildebrandt & Pfingsten, 2012).

Eine weitere mögliche Unterteilung ist die nach dem *Schweregrad* der Schmerzen (Von Korff, Ormel, Keefe, & Dworkin, 1992). Dabei reicht die Unterteilung bei Von Korff et al. (1992) von Grad null (schmerzfrei) bis Grad fünf (hohe Behinderung/starke Einschränkung). Diese Einteilung wird anhand eines Fragebogens vorgenommen. Für die Therapieempfehlung spielt der Schweregrad der Schmerzen allerdings kaum eine Rolle. Dies dient lediglich zur diagnostischen Einschätzung.

Für die folgende Arbeit wird sich auf Personen mit unspezifischen Schmerzen im unteren Rücken (NSLBP) konzentriert.

## 2.2 Stehen

Der Mensch hat sich im Unterschied zu vielen Tierarten hin zu einer aufrechten Haltung beim Stehen und Gehen entwickelt. Die Fähigkeit, aufrecht auf zwei Füßen zu stehen, ist dabei grundlegend und die Entwicklung läuft meist im Säuglingsalter automatisch ab (Coenen, 2010). Dabei ist das Stehen wichtig zur besseren Übersicht und Erweiterung der Reichweite. Die Entwicklung zum aufrechten Stand ohne Unterstützung gehört nach der WHO zu den sechs Meilensteinen der motorischen Entwicklung (Group & de Onis, 2006). Auch in höherem Alter ist das Stehen eine wichtige Aktivität des täglichen Lebens und für die gesellschaftliche Teilhabe unerlässlich.

Beim Stehen muss gelernt werden, das Gleichgewicht bei deutlich reduzierten Stabilitätsgrenzen aufrecht zu erhalten. Die Kraft zum Stehen können Kleinkinder meist schon mit sechs Monaten aufbringen, allerdings fehlt zu diesem Zeitpunkt noch die Herausbildung passender intermuskulärer Koordination zur Standsicherung (Blischke, 2010b). Dies betont die wichtige Rolle des neuromuskulären Zusammenspiels. Diese Fähigkeit, den Rumpf gegen Kräfte zu

stabilisieren, gehört zu den Aufgaben motorischer Kontrolle. Genauer wird dieser Teil der motorischen Kontrolle der posturalen Kontrolle oder Haltungskontrolle zugeordnet. Die posturale Kontrolle wird definiert als die Fähigkeit, das motorische Gleichgewicht kontinuierlich aufrecht erhalten zu können, oder es nach einem Störreiz wieder erlangen zu können (Turbanski & Schmidtbleicher, 2010). Außerdem hat die posturale Kontrolle die Funktion, eine Referenz für die Orientierung und Positionierung im Raum zu liefern. Dies ist grundlegend für alle Bewegungen (Assaiante, Mallau, Viel, Jover, & Schmitz, 2005).

Damit dient das Stehen als ein wichtiger Indikator für alle weiteren Aktivitäten des täglichen Lebens (Winter, Patla, Prince, Ishac, & Gielo-Perczak, 1998). Die Fähigkeit, das Gleichgewicht beim bipedalen Stand aufrecht zu erhalten, ist die Grundlage für weitere Aktivitäten wie Gehen und Laufen mit unipedalen Standphasen. Einschränkungen in einem Teil dieses komplexen Kontrollsystems können aufgrund der gegenseitigen Wechselwirkung von sensorischen und motorischen Prozessen in Veränderungen unterschiedlicher Art resultieren. Die Erhaltung des Gleichgewichts läuft bei Erwachsenen automatisiert ab, was dem Menschen erlaubt, sich gleichzeitig mit anderen Aufgaben zu beschäftigen (Balasubramaniam & Wing, 2002). Veränderungen der motorischen Kontrolle während des Stehens laufen ebenfalls teilweise automatisiert ab und werden zunächst nicht bewusst wahrgenommen. Erst, wenn Einschränkungen im System der posturalen Kontrolle so stark sind, dass sie beispielsweise mit Paresen, Hyper- oder Hypotonie, koordinativen Problemen, Timing-Problemen, unfreiwilligen Bewegungen, kognitiven und perzeptuellen Einschränkungen einhergehen, werden sie bewusst wahrgenommen (Laird et al., 2014; Shumway-Cook & Woollacott, 2007; van Dieën, Selen, & Cholewicki, 2003).

Für die Messung motorischer Kontrolle im Allgemeinen beschreiben Lee et al. (2007) prinzipiell drei Wege: Zum einen kann das Ergebnis einer Bewegung beschrieben werden. Hierbei wird betrachtet, wie gut ein Ziel aus der Umwelt erreicht wird. Für die posturale Kontrolle bedeutet dies beispielsweise, wie gut der Druckmittelpunkt des Körpers zu vorgegebenen Zielen verlagert werden kann. Die Beurteilung der Bewegung wird dann meist durch die Quantifizierung des Fehlers vorgenommen, z. B. der Abstand zu einem Zielpunkt. Eine

weitere Möglichkeit ist die Quantifizierung beschreibender Merkmale einer Bewegung, sodass die Analyse der Bewegung selbst im Vordergrund steht. Dabei können beispielsweise Geschwindigkeit, Beschleunigung oder Position des Körpers oder eines Körperteils zur Beurteilung herangezogen werden. Als drittes kann eine Analyse der Aktivität des Gehirns sowie des zentralen Nervensystems vor und während der Produktion einer Bewegung erfolgen. Dabei wird mittels Elektroenzephalographie oder bildgebenden Verfahren wie PET oder fMRI die Aktivität während bestimmter Prozesse gemessen. Somit dienen sowohl kinematische Parameter zur Beschreibung der Bewegung als auch die Aktivität im neuromuskulären System zur Analyse der motorischen Kontrolle. Da beim Stehen etwa zwei Drittel der Körpermasse eines Erwachsenen oberhalb von zwei Drittel seiner Körpergröße liegen, ist der Körper ein instabiles System, wenn das Kontrollsystem nicht ständig arbeitet (Winter, 1995). Das Stehen ist daher Gegenstand einiger Forschungsarbeiten. Meistens wird dabei der Center of Pressure (CoP) oder der Center of Mass (CoM) zur Bestimmung des Schwankungsweges als ein Maß für die Stabilität betrachtet. Der CoP, der Druckmittelpunkt, ist der Ansatzpunkt des Kraftvektors der Bodenreaktionskräfte. Er bildet den gewichteten Durchschnitt des Drucks, der über die Oberfläche, die Kontakt mit dem Boden hat, übertragen wird (Winter, 1995), und wird meist über die Sprunggelenkmuskulatur reguliert (Bottaro, Yasutake, Nomura, Casadio, & Morasso, 2008). Wenn beide Füße also Kontakt zum Boden haben, liegt der CoP im Bereich zwischen den beiden Füßen, abhängig von der Gewichtsverteilung über die Füße. Der CoM (*deutsch*: Massenschwerpunkt) ist der Punkt, der die gesamte Körpermasse in einem dreidimensionalen Raum widerspiegelt und entspricht dabei dem gewichteten Durchschnitt der einzelnen Körpersegmente im Raum (Winter, 1995). Neben den kinematischen Parametern wird aber auch die muskuläre Aktivität und das muskuläre Zusammenspiel aller beteiligten Muskeln von der Sprunggelenkmuskulatur bis zur Rumpfmuskulatur in Studien untersucht (Brumagne et al., 2004; Newcomer et al., 2002).

In der vorliegenden Arbeit steht die posturale Kontrolle beim aufrechten, ruhigen Stehen ohne externe Störreize im Mittelpunkt, da es eine „Alltagsaktivität“ ist, die trotz der eher statischen Natur ohne ein adäquates neuromuskuläres



Zusammenspiel nicht möglich wäre. Durch tägliche Phasen des Stehens können diese veränderten Bewegungsmuster einen großen Einfluss auf die Strukturen des Bewegungsapparates haben.

### **2.3 Gehen**

Zur motorischen Entwicklung im Kleinkindalter gehört auch das Erlernen des eigenständigen Gehens. Es zählt ebenfalls zu den sechs Meilensteinen der motorischen Entwicklung (de Onis, Onyango, Borghi, Garza, & Yang, 2006) und ist wichtig für die Mobilität und Eigenständigkeit des Menschen über die gesamte Lebensspanne (Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Gehen ist eine komplexe Aktivität, bei der die Koordination vieler Muskeln und Gelenke notwendig ist. Somit spielt die motorische Kontrolle eine entscheidende Rolle für das Gehen, also die Fähigkeit der Organisation und Koordination von Bewegung, der Integration sowie der Auswahl sensorischer Informationen während Bewegungen aus Umwelt und Körper (Shumway-Cook & Woollacott, 2007) sowie die lokale Stabilisation von Gelenken gegen bestimmte Kräfte (McNeill, 2010). Gehen entsteht wie alle willkürlichen Bewegungen durch eine Interaktion verschiedener Prozesse der Wahrnehmung, Kognition und Handlung (Schmidt & Lee, 2011).

Drei Anforderungen an den Gang werden als besonders essentiell erachtet: der Vortrieb, die posturale Kontrolle sowie die Fähigkeit der Anpassung an die eigenen Ziele und die Umwelt (Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Im Vergleich zum Stehen muss beim Gehen der Körperschwerpunkt zur Fortbewegung in einen Bereich außerhalb der Unterstützungsfläche verlagert werden (Winter, 1995). Dabei wird das Gleichgewicht dynamisch durch alternierendes Vorschwingen der Beine im Wechsel mit Gewichtsübernahme während des Bodenkontaktes gehalten. Durch diese rhythmisch-alternierenden Bewegungsmuster wird der Vortrieb gewährleistet (Blischke, 2010a). Die posturale Kontrolle wird durch die dynamisch-alternierenden Bewegungsmuster aufrecht erhalten, durch welche die wechselnden Kräfte kompensiert werden, ohne dass die Stabilität gefährdet ist (Blischke, 2010a).

Besondere Bedeutung beim Gehen kommt der Anpassung an die Umwelt und individuellen Faktoren zu. Daher gehen Menschen abhängig von Faktoren, wie

beispielsweise Körpergröße, Gewicht, Alter, Untergrund und Schuhwerk, stark unterschiedlich (Götz-Neumann, 2006). Alle Anforderungen müssen in Einklang gebracht werden, ohne dass die biomechanische Beanspruchung den Energieaufwand für das Gehen zu stark erhöht (Blischke, 2010a).

Prinzipiell ist das Gehen jedoch ein zyklischer Bewegungsablauf, bei dem ein Bewegungsabschnitt fließend in den nächsten übergeht, weshalb es keinen eindeutigen Start- und Endpunkt der Bewegung gibt (Perry & Burnfield, 2010). Daher hat man den Beginn des Zyklus auf ein klar definierbares Ereignis festgelegt, den initialen Bodenkontakt eines Fußes. Der Zyklus endet dann mit dem Bodenkontakt desselben Fußes. Ein einzelner Gangzyklus lässt sich in zwei Hauptphasen unterteilen: Stand- und Schwungphase (Perry & Burnfield, 2010). Dabei wird die Standphase definiert als die Phase, bei der der Fuß Kontakt zum Boden hat, während der Fuß in der Schwungphase entsprechend in der Luft ist. Die Standphase lässt sich in fünf Unterphasen unterteilen, während die Schwungphase in drei weitere Unterphasen unterteilt werden kann (Götz-Neumann, 2006). Dabei werden die Phasen je nach System unterschiedlich bezeichnet. Das „Rancho Los Amigos System“ unterteilt die Standphase in den initialen Kontakt, die Stoßdämpfungsphase, die mittlere Standphase, die terminale Standphase und die Vorschwungphase. Die Schwungbeinphase wird in die initiale, die mittlere und die terminale Schwungbeinphase unterteilt (Götz-Neumann, 2006).

Zur Beschreibung des Gehens existieren einige Parameter, die analysiert werden können. Häufig dient die Betrachtung dazu Aufschluss über mögliche Pathologien zu erhalten. Parameter, die beim Gehen betrachtet werden, sind beispielsweise kinematischer Natur und beschreiben den Zeit-Ort-Verlauf des Körpers oder einzelner Körperteile. Außerdem werden häufig die Bodenreaktionskraft sowie die Aktivität aller am Gang beteiligten Muskeln vom Fuß bis zum Rumpf untersucht (Winter, 1995). Diese Parameter werden entweder für jede Gangphase einzeln oder für den gesamten Gangzyklus analysiert. Des Weiteren können auch Gangmuster betrachtet werden, z. B. indem die relative Zeit der einzelnen Phasen oder die relativen Bewegungen einzelner Segmente verglichen werden.

Aufgrund seiner alltäglichen Ausführung, durch die veränderte Bewegungsmuster einen großen Einfluss auf die Strukturen des Körpers haben, sowie der erhöhten Komplexität des neuromuskulären Zusammenspiels im Vergleich zum Stehen, wurde das Gehen für die folgende Arbeit als weitere Aktivität zur Untersuchung von Unterschieden in der motorischen Kontrolle zwischen Personen mit und ohne NSLBP gewählt.

#### **2.4 Modelle zum Zusammenhang von Schmerzen und motorischer Kontrolle**

Zum Zusammenhang von Schmerzen und motorischer Kontrolle existieren verschiedene Modelle. Dabei gibt es einerseits Modelle, deren Ausgangspunkt Schmerz oder das Drohen einer Verletzung ist, und andererseits Modelle, in denen Schmerz als eine Folge veränderter motorischer Kontrolle gesehen wird. Im Folgenden werden nun zunächst drei Modelle in chronologischer Reihenfolge näher erläutert, denen eine allgemeine Betrachtung des Zusammenhangs von Schmerz und veränderter motorischer Kontrolle zugrunde liegt. Die ausgewählten Modelle finden in der Literatur häufig Verwendung. Sie gründen auf einem neurophysiologischen Ansatz, mit dem zunächst der Zusammenhang von Schmerzen im Allgemeinen und dessen Auswirkung auf die muskuläre Aktivität untersucht wird. Dabei wird versucht, unterschiedliche Aktivierungsmuster bei Schmerzen zu erklären. Erst in neueren Modellen wird die motorische Kontrolle auf neuromuskulärer und biomechanischer Ebene betrachtet.

Zudem existieren weitere Modelle, die sich aus der orthopädischen Forschung entwickelt haben, wie das des stabilisierenden Systems der Wirbelsäule von Panjabi (1992) oder das Konzept der funktionellen Pathologie des motorischen Systems (Janda, 1978). In diesen Modellen werden die Veränderungen der motorischen Kontrolle auch als möglicher Ausgangspunkt und die Schmerzen als deren Folge gesehen. Das meist zitierte Modell von Panjabi (1992) wird ebenfalls näher erläutert, das sich im speziellen mit dem Zusammenhang von veränderter motorischer Kontrolle und Rückenschmerzen beschäftigt.

### 2.4.1 Das „Pain-spasm-pain“-Modell

Ein Modell, um den Zusammenhang zwischen motorischer Kontrolle und Schmerzen zu erklären, ist das „pain-spasm-pain“-Modell, das zum ersten Mal von Travell et al. (1942) vorgestellt wurde (van Dieën et al., 2003). In diesem Modell stellt ein Trauma, das akute Schmerzen hervorruft, die zu starken anhaltenden Kontraktionen in der umliegenden Muskulatur führen, den Ausgangspunkt eines Schmerzkreislaufs, wie er in Ruhe oder während leichter Aktivität auftritt, dar. Auf neurophysiologischer Ebene werden die starken Kontraktionen durch spinale Reflexmechanismen erklärt, welche die umliegenden Strukturen vor weiteren Schäden schützen sollen. Dabei sind die nozizeptiven Afferenzen über exzitatorische Interneuronen oder über die Muskelspindel auf die Alphamotoneuronen verschaltet (siehe Abbildung 1). Auf Dauer führen die starken Kontraktionen im Agonisten sowie im Antagonisten jedoch dazu, dass sich metabolische Abfallprodukte im Muskelgewebe ansammeln, wodurch die Durchblutung und somit der Abtransport der Endprodukte eingeschränkt ist. Die sich ansammelnden Abfallprodukte haben wiederum einen exzitatorischen Effekt auf die Nozizeptoren, sodass der Schmerz, jetzt ausgelöst durch die Ansammlung von Stoffwechselendprodukten, auch nach Auflösung des Traumas anhält. Dieser Schmerz führt dann ebenfalls wieder zu einer starken Kontraktion der Muskulatur. Es entsteht ein Kreislauf aus Schmerzen und starken Kontraktionen (van Dieën et al., 2003), weshalb die Theorie auch als „Teufelskreis-Theorie“ bezeichnet wird.

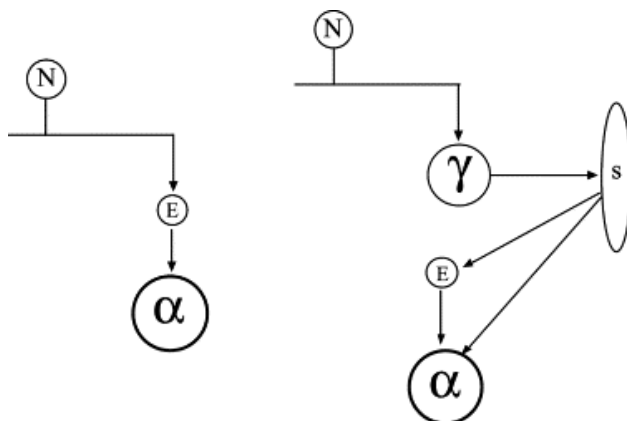


Abbildung 1: Schematische Abbildung neurophysiologischer Abläufe im Pain-spasm-pain-Modell (van Dieën et al., 2003, S.334).

Links: nozizeptive Afferenz (N) ist über ein exzitatorisches Interneuron (E) zum Alphamotoneuron ( $\alpha$ ) verschaltet. Rechts: Feedback der nozizeptiven Afferenz (N) auf das Gammamotoneuron ( $\gamma$ ) erhöht die Afferenz der Muskelspindel (S), die direkt und über exzitatorische Interneuronen (E) die Aktivität im Alphamotoneuron ( $\alpha$ ) erhöht.

Evidenz für die Gültigkeit dieses Modells werden in einer Literaturübersicht von Roland (1986) durch Studien aufgeführt, die zeigen, dass induzierter Schmerz zu starken Kontraktionen führt. Damit wird bestätigt, dass akuter Schmerz sich direkt auf das Aktivierungsverhalten des neuromuskulären Systems auswirkt. So wird beispielsweise in Studien gezeigt, dass es durch das Erzeugen von Schmerzen mittels hypertonen Kochsalz-Injektionen (Cobb, deVries, Urban, Luekens, & Bagg, 1975) oder experimenteller Reduktion der Blutversorgung (Dorpat & Holmes, 1955) zu einer starken Erhöhung des Muskeltonus kommt. Zum anderen wird in der Literaturübersicht aufgeführt, dass Betäubungsmittel sowie Interventionen zur Reduktion des Aktivierungsniveaus mittels Biofeedback zu einer Reduktion der Schmerzen führen (Roland, 1986).

Kritik an diesem Modell entsteht vor allem dadurch, dass keine Forschungsergebnisse existieren, die eine erhöhte Aktivität der Rumpfmuskulatur für alle Bedingungen aufweisen (Roland, 1986). Somit wird mit diesem Modell keine hinreichende Erklärung für den Zusammenhang zwischen Schmerz und muskulärer Aktivität geliefert.

#### **2.4.2 Das „Pain-adaptation“-Modell**

Ein weiteres Modell ist das „Pain adaptation“ Modell von Lund, Donga, Widmer und Stohler (1991). Diesem Modell liegt die Annahme zugrunde, dass keine systematische Erhöhung der Aktivität Muskulatur, im Fall von Rückenschmerzen der posturalen Muskulatur, stattfindet, wie die heterogenen Befunde zeigen. Zur Erklärung der Befunde wird die unterschiedliche Funktion der Muskulatur als Faktor herangezogen. Abhängig davon, ob die Muskulatur als Agonist oder Antagonist fungiert, verändert sich die Anpassung der Aktivität. Dabei liegt die Annahme zugrunde, dass Schmerz zu einer verminderten Aktivität in der agonistischen Muskulatur und einer erhöhten Aktivität in der antagonistischen

schen Muskulatur führt. Auf neurologischer Ebene wird dies durch den exzitatorischen Effekt von Nozizeptoren auf Alpha-Motoneuronen des Antagonisten und den inhibitorischen Effekt auf die Alpha-Motoneuronen des Agonisten über Interneuronen erklärt (siehe Abbildung 2). Dies führt dann zu einer Abnahme der maximalen willentlichen Kraft, des Bewegungsausmaßes sowie der Bewegungsgeschwindigkeit (Lund et al., 1991). Diese Anpassungen sollen verletzte Strukturen schützen.

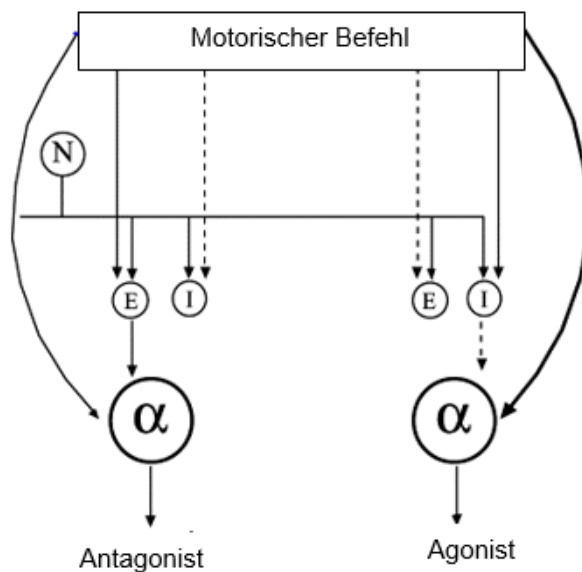


Abbildung 2: Schematische Darstellung neurophysiologischer Abläufe des Pain-adaptation-Modells (modifiziert nach van Dieen et al., 2003, S. 335).

Feedback von nozizeptiven Afferenzen (N) kann über exzitatorische (E) oder inhibitorische (I) Interneuronen erregend oder hemmend auf das Alphamotoneuron ( $\alpha$ ) wirken. Ob es erregend oder hemmend wirkt, hängt vom motorischen Befehl ab. Durchgezogene Linien stellen erregenden Input und gestrichelte Linien hemmenden Input dar.

Bestätigt werden die Mechanismen dieses Modells durch Studien, die eine erhöhte Aktivität der Antagonisten bei Personen mit chronischen Rückenschmerzen finden (Ahern, Follick, Council, Laser-Wolston, & Litchman, 1988; Triano & Schultz, 1987). Dabei wurden bei Flexion des Rumpfs eine höhere Aktivität des ES gemessen. In anderen Studien bestätigt sich eine Abnahme der EMG-Aktivität im Agonisten bei dynamischen (Falla, Farina, & Graven-Nielsen, 2007; Graven-Nielsen, Svensson, & Arendt-Nielsen, 1997; Madeleine, Lundager, Voigt, & Arendt-Nielsen, 1999) oder isometrischen Kontraktionen (Madeleine, Leclerc, Arendt-Nielsen, Ravier, & Farina, 2006). Die

Ergebnisse zur Abnahme der Aktivität im Agonisten stammen aus Studien, in denen Schmerz durch hypertone Salzsäure hervorgerufen wurde, die in den Muskel induziert wurde.

Kritik gibt es jedoch auch an diesem Modell, da Studien vorliegen, die gegensätzliche Ergebnisse zeigen (Hodges & Moseley, 2003). Außerdem werden nur willentliche Kontraktionen, bei denen die Rolle des Agonisten und Antagonisten klar ist, durch das Modell erfasst. Automatisierte Funktionen wie die posturale Kontrolle werden nicht beachtet (Hodges & Tucker, 2011). Wie van Dieën et al. (2003) in einem Review zusammenfassen, kann anhand der heterogenen Studienlage keine der Erklärungen der bisher genannten Modelle klar bestätigt werden.

#### **2.4.3 Das Modell zur motorischen Adaptation von Hodges & Tucker (2011)**

Hodges und Tucker (2011) haben eine weitere Theorie zur Erklärung der inkonsistenten Befunde aufgestellt. Dabei weisen sie darauf hin, dass ein stereotypisches Muster die unterschiedlichen Befunde nicht hinreichend erklären kann. Stattdessen unterscheiden sich die Veränderungen abhängig von individuellen Faktoren und möglicherweise der Aufgabe (Hodges & Tucker, 2011). Die Theorie hat fünf Schlüsselemente: die Anpassung an Schmerzen (1) beinhaltet die Neuverteilung der Aktivität innerhalb eines Muskels sowie zwischen Muskeln, (2) ergibt eine Veränderung des mechanischen Verhaltens wie Bewegung und Steifigkeit, (3) führt zu Schutz vor weiteren Schmerzen oder Verletzungen, (4) wird erklärt durch Veränderungen der Erregbarkeit, involviert Veränderungen auf verschiedenen Ebenen des motorischen Systems, die komplementär, additiv oder konkurrierend sein können, (5) diese Veränderungen bieten kurzfristig Vorteile, jedoch langfristig auch potentielle negative Konsequenzen wie erhöhte Belastung, verringerte Beweglichkeit und verringerte Variabilität (siehe Abbildung 3).

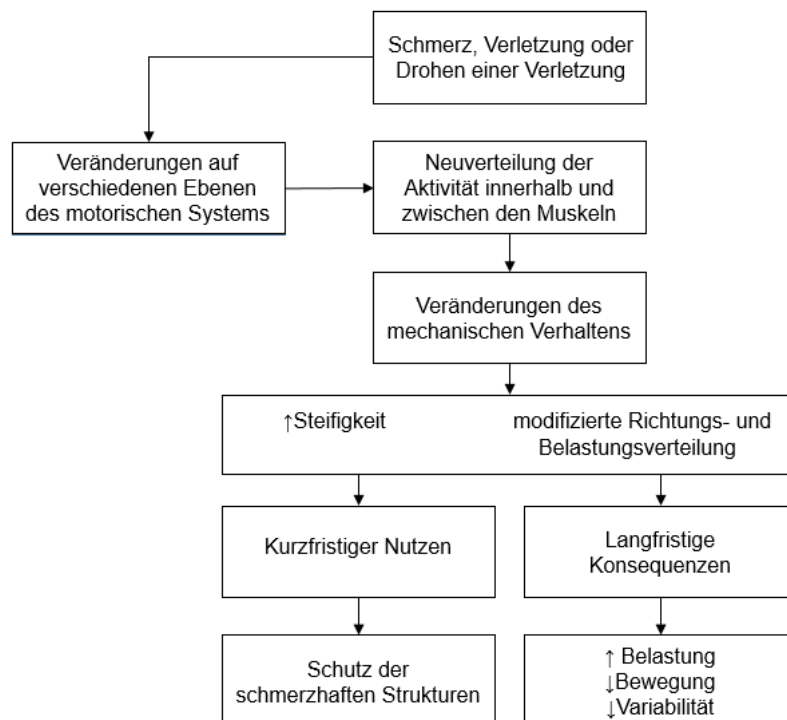


Abbildung 3: Neue Theorie der motorischen Adaptation an Schmerz (modifiziert nach Hodges & Tucker, 2011)

Die im Modell beschriebenen Mechanismen gründen auf der neuromuskulären Ebene unter anderem auf Ergebnissen, die zeigen, dass die Entladungsrate motorischer Einheiten während niedriger Kräfte unter der Induktion von Schmerz im Vergleich zu der Bedingung ohne Schmerz signifikant abfällt (Tucker, Butler, Graven-Nielsen, Riek, & Hodges, 2009). Bei zwei von zwanzig Einheiten kam es jedoch zu einem Anstieg der Feuerungsraten. Da einige Einheiten in der Bedingung ohne Schmerz rekrutiert wurden, aber unter Schmerz nicht, vermuten die Autoren, dass Schmerz eine Veränderung des Rekrutierungsmusters bewirkt (Hodges & Tucker, 2011). Es kommt zu einer Derekrutierung einiger Einheiten bei gleichzeitiger Rekrutierung anderer Populationen an Motoneuronen. Damit wird sichergestellt, dass zumindest eine grundlegende Kraft gehalten werden kann. Die Ergebnisse liefern Evidenz für unterschiedliche Rekrutierungsstrategien während Schmerzen, die eine Verlangsamung, bzw. Derekrutierung, einer Population von motorischen Einheiten und eine Neurekrutierung anderer Einheiten beinhaltet. Die neu rekrutierten Einheiten sind Tests zufolge größere Einheiten, die eine höhere Schwelle haben



und somit ohne Schmerz später rekrutiert werden würden (Tucker et al., 2009). Damit kann eine Änderung der Rekrutierung nicht von einer einheitlichen Inhibition auf den Motoneuronenpool verursacht werden. Die im Modell erklärten Mechanismen bleiben aber nicht auf der neuromuskulären Ebene, sondern die Autoren beschreiben, dass sich neuromuskuläre Veränderungen auch auf das mechanische Verhalten auswirken. Beispielsweise wird in Studien eine Versteifung des Rumpfs bei Störreizen, wie einer Belastung mit Gewicht (Hodges, van den Hoorn, Dawson, & Cholewicki, 2009), sowie geringere vorbereitende Bewegungen auf vorhersagbare Perturbationen (Mok, Brauer, & Hodges, 2007) bei Personen mit NSLBP gezeigt, wodurch sich eine Veränderung des mechanischen Verhaltens bestätigt.

Kritisch anzumerken ist allerdings, dass im Modell keine konkreten Aussagen zu Faktoren gemacht werden, von denen die Art der Veränderungen abhängig ist. Individuelle Unterschiede und verschiedene Aufgaben werden lediglich als mögliche Faktoren angeführt. Eine konkrete Aufklärung, welche Faktoren jedoch eine stärkere oder schwächere Aktivierung begünstigen, wird nicht geliefert.

#### **2.4.4 Das stabilisierende System der Wirbelsäule**

In dem Modell des stabilisierenden Systems der Wirbelsäule von Panjabi (1992) wird der Einfluss eines Stabilitätsverlusts der Wirbelsäule auf die Entstehung von Rückenschmerzen dargelegt. Dieses Modell weist einige Ähnlichkeiten zu dem Modell von Hodges und Tucker (2011) auf, stellt jedoch spezifisch den Zusammenhang zwischen Stabilisation der Wirbelsäule, als Funktion der motorischen Kontrolle, und Rückenschmerz dar. Die Wirbelsäule wird laut Modell durch drei Komponenten stabilisiert: dem passiven Subsystem (Wirbelkörper, Ligamente), dem aktiven Subsystem (Muskeln), und dem neuralen Kontrollsystem. Die Komponenten des neuralen Kontrollsystems und des aktiven Subsystems entsprechen der motorischen Kontrolle und werden durch das passive System ergänzt.

Das System funktioniert durch Zusammenwirken aller Komponenten (Abbildung 4). Dabei geben Sensoren aus dem passiven Subsystem Informationen über ihre Position und Bewegung (1) an das neurale Kontrollsystem weiter. In

diesem System werden daraus die spezifischen Anforderungen an die spinale Stabilität bestimmt (2). Als Konsequenz werden die geforderten individuellen Muskelspannungen von der neuralen Kontrolleinheit festgelegt (3) und an die Kraftgeneratoren des aktiven Systems weitergeleitet (4). Kraftmonitore in den Muskelsehnen (5) geben wiederum ein Feedback über die erreichte Muskelspannung (6) im Vergleich zur geforderten Muskelspannung, sodass das neurale Kontrollsystem die Anforderungen an die Stabilität abhängig von den Bedingungen wie Haltung, dynamische Hebelarme und Belastungen anpassen kann.

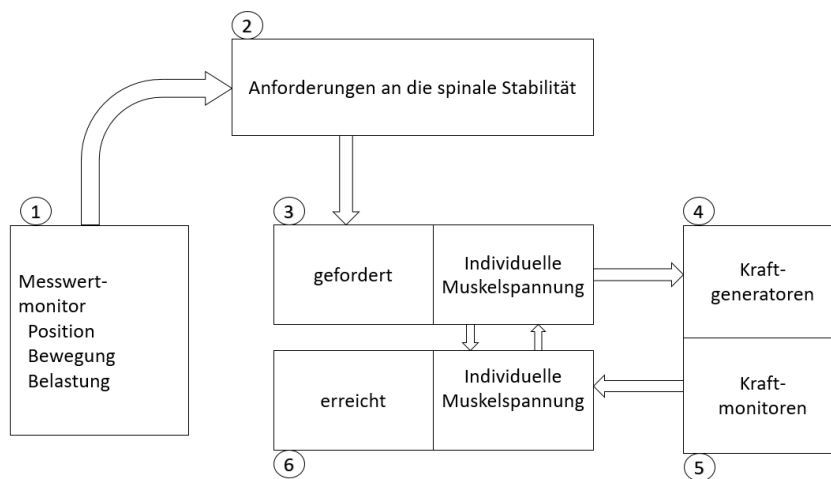


Abbildung 4: Funktion des spinalen Stabilisationssystems (modifiziert nach Panjabi, 1992)

Verletzungen, Krankheiten oder Degeneration können Instabilitäten bzw. eine Dysfunktion in einem der drei Subsysteme hervorrufen. Verletzungen oder Veränderungen des aktiven und passiven Subsystems werden wiederum an das neurale Kontrollsystem weitergeleitet. Das neurale Kontrollsystem nimmt die Defizite wahr und versucht, einem Stabilitätsverlust entgegenzuwirken, indem die stabilisierende Funktion der verbleibenden Komponenten des aktiven und passiven Systems verstärkt wird. Dies kann dazu führen, dass durch eine direkte Reaktion die Defizite kompensiert werden, es zu einer langfristigen Anpassung von einem oder mehreren Subsystemen kommt und/oder eine Verletzung in einem oder mehreren Subsystemen durch Überlastung entsteht (Abbildung 5).

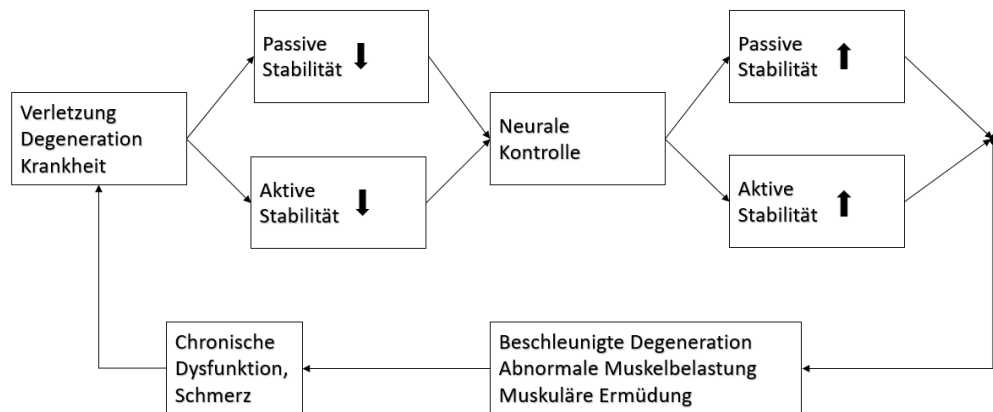


Abbildung 5: Dysfunktion des spinalen Stabilisationssystems (modifiziert nach Panjabi, 1992)

Die Ursachen für eine Dysfunktion können in einem oder mehreren der Systeme liegen. Sowohl die Adaptation an Dysfunktionen als auch die erhöhte funktionelle Beanspruchung in einem oder mehreren Systemen kann im Folgenden zu Rückenschmerzen führen. Anders als in den vorangegangenen Modellen kann Schmerz dabei die Folge für Veränderungen der motorischen Kontrolle sein. Dabei wird explizit aufgeführt, dass Adaptionen sowohl positiv als auch negativ sein können. Somit wird auch die Möglichkeit benannt, dass Veränderungen Schmerzen verringern.

Als Bestätigung für die im Modell beschriebenen Prozesse führt Panjabi (1992) beispielsweise an, dass ein Rückgang der muskulären Kraft sowie eine vermehrte Versteifung mit steigendem Lebensalter beobachtet werden konnten. Diese Feststellungen werden nun in Bezug zueinander gesetzt. Die vermehrte Versteifung durch das passive System kompensiert den Kraftverlust des aktiven Systems, ohne dass Personen dabei zwangsläufig schon zu Beginn des Prozesses Schmerzen haben oder sie mit zunehmendem Alter bekommen.

Kritik an diesem Modell liegt zum einen in der Frage, wie die neuronale Kontrolle passive Stabilität erhöhen kann, da sie keinen direkten Einfluss auf passive Strukturen hat. Ein weiterer Kritikpunkt liegt ebenfalls in der fehlenden Spezifizierung der ablaufenden Prozesse, die zu einer Stabilisierung der Wirbelsäule führen sollen. Es bleibt unklar, wie die aktive und passive Stabilisierung erhöht wird.

### 2.4.5 Vergleich der Modelle

Die drei erstgenannten Modelle haben sich chronologisch in der dargestellten Reihenfolge entwickelt. Ausgangspunkt aller Modelle ist Schmerz, eine Verletzung oder eine drohende Verletzung. Dabei weisen die Modelle die Gemeinsamkeit auf, dass eine erste Reaktion auf die Schmerzen oder eine drohende Verletzung eine Veränderung der motorischen Kontrolle beinhaltet. Davon ausgehend werden in den unterschiedlichen Modellen verschiedene Prozesse angeführt, die zu einer Veränderung der motorischen Kontrolle führen. Die Veränderung der motorischen Kontrolle wird im „Pain-spasm“-Modell als Reflex verstanden, der immer gleich abläuft. Genauer gesagt, wird in diesem Modell erklärt, dass es zu einer generellen Erhöhung der Aktivität kommt. Demgegenüber geht es in den beiden späteren Modellen um eine Anpassung der Aktivierung an den Schmerz. Im „Pain-adaptation“-Modell variiert die Anpassung entsprechend der Funktion des Muskels. Durch das Modell wird postuliert, dass eine Erhöhung der Aktivität im Antagonist und eine Verringerung der Aktivität im Agonist resultiert, während die Anpassung im Adaptationsmodell von Hodges und Tucker (2011) verschiedenen individuellen Faktoren unterliegen kann. Dabei greifen Hodges und Tucker (2011) die heterogene Befundlage auf und argumentieren, dass abhängig von Faktoren, wie z. B. dem genauen Schmerzbereich oder der Aufgabe, die neuromuskulären Veränderungen additiv, konkurrierend oder komplementär sein können. Dabei werden weder die Richtung der Veränderung unter bestimmten Gegebenheiten, noch die möglichen Einflussfaktoren genauer spezifiziert. Im Vergleich zum ältesten Modell von Travell et al. (1942), bei dem sich die Voraussagen ausschließlich auf die muskuläre Aktivität beziehen, werden in nachfolgenden Modellen (Hodges & Tucker, 2011; Lund et al., 1991) zusätzlich biomechanische Aspekte wie die Bewegungsgeschwindigkeit oder -amplitude als Ergebnis der Veränderungen auf neuromuskulärer Ebene mit einbezogen.

Auch in dem dargestellten Modell von Panjabi (1992) wird eine drohende Verletzung als Ursache für Veränderungen der motorischen Kontrolle gesehen. An diese wahrgenommene Bedrohung erfolgt eine Adaptation, die vom neuronalen Kontrollsystem gesteuert wird und die Aktivität des aktiven und passiven Systems verändert. Dieser Prozess erfolgt wie in Modell von Hodges und

Tucker (2011), um verletzte Strukturen zu schützen, hat aber zur Folge, dass andere Strukturen möglicherweise überlastet werden, woraus wiederum Schmerz resultieren kann. Allerdings fehlt eine Erklärung, wie das neurale Kontrollsystem Einfluss auf die passive Stabilität nehmen kann. Auch die Prozesse auf neuromuskulärer Ebene werden nicht weiter spezifiziert.

Insgesamt liefern alle Modelle theoretische Grundlagen, die auf einen Zusammenhang zwischen einer veränderten motorischen Kontrolle und NSLBP schließen lassen. Im Pain-adaptation-Modell wird eine Veränderung der motorischen Kontrolle lediglich als Folge von Schmerz oder einer Bedrohung betrachtet, während in den anderen Modellen davon ausgegangen wird, dass die Adaptation der motorischen Kontrolle als mögliche Ursache für eine Chronifizierung der Schmerzen angesehen wird (Hodges & Tucker, 2011; Lund et al., 1991). Panjabi (1992) geht sogar noch weiter und sieht eine Veränderung der motorischen Kontrolle sowohl als mögliche Ursache als auch als mögliche Folge von vorausgegangenen Schmerzen. Abgesehen von diesem Punkt und der stärkeren Spezifizierung bei Hodges und Tucker (2011) ähneln sich die Modelle von Panjabi (1992) und Hodges und Tucker (2011) stark, obwohl sie sich aus unterschiedlichen Forschungsbereichen entwickelt haben.

Obwohl keines der Modelle eindeutige Ableitungen erlaubt, erscheint das Modell von Hodges und Tucker (2011) den Zusammenhang am weitesten aufzuklären. Im weiteren Verlauf der Arbeit wird daher überwiegend Bezug auf dieses Modell genommen.

## **2.5 Forschungsfrage**

Insgesamt lassen sich aus dem vorher genannten folgende Punkte festhalten, aus denen sich die Forschungsfrage herleiten lässt:

1. NSLBP ist weit verbreitet und haben somit eine hohe Relevanz für unsere Gesellschaft (siehe Kapitel 2.1).
2. Veränderungen der motorischen Kontrolle scheinen im Zusammenhang mit NSLBP zu stehen (siehe Kapitel 2.4).
3. Vor allem Veränderungen der motorischen Kontrolle während Alltagsaktivitäten, die ständig ausgeführt werden, haben einen gravierenden Einfluss auf die Strukturen. Exemplarisch werden die Aktivitäten Stehen

(siehe Kapitel 2.2) und Gehen (siehe Kapitel 2.3) untersucht, für die eine gute motorische Kontrolle unerlässlich ist.

4. Die genauen Mechanismen hinter Veränderungen einzelner Parameter motorischer Kontrolle werden durch bisherige Modelle nicht hinreichend erklärt, sodass die Mechanismen und Prozesse des Zusammenhangs zwischen NSLBP und motorischer Kontrolle unklar bleiben (siehe Kapitel 2.4).

Auf der Basis dieser Analyse ergeben sich für die vorliegende Forschungsarbeit die Forschungsfragen, ob und welche Unterschiede in der motorischen Kontrolle bei Personen mit und ohne NSLBP nachweisbar sind; sowie unter welchen Bedingungen es zu Unterschieden der Parameter motorischer Kontrolle in eine bestimmte Richtung kommt. Anhand der Unterschiede zwischen den Gruppen werden Rückschlüsse auf Veränderungen der motorischen Kontrolle bei NSLBP gezogen. Dies wird im Speziellen für die Alltagstätigkeiten Stehen und Gehen exemplarisch untersucht. Dabei werden sowohl neuromuskuläre Parameter als auch biomechanische Parameter berücksichtigt, um ein vollständiges Bild der motorischen Kontrolle zu erhalten. Zur Spezifizierung, unter welchen Bedingungen Unterschiede auftreten, werden personen- und aufgabenbezogene Faktoren betrachtet. Zu Beginn wird daher der aktuelle Wissensstand abgebildet und im Anschluss überprüft. Im folgenden Kapitel werden dazu zwei systematische Literaturanalysen zum Stehen und Gehen vorgestellt, bevor die Ergebnisse in einer Fall-Kontroll-Studie überprüft werden.

### **3 Systematische Literaturanalysen zu Unterschieden in der motorischen Kontrolle**

Im Folgenden wird nun auf der Basis von systematischen Literaturanalysen der aktuelle Forschungsstand zu Unterschieden in der motorischen Kontrolle von Personen mit und ohne NSLBP beim Stehen (siehe Kapitel 3.1) und Gehen (siehe Kapitel 3.2) dargestellt.

#### **3.1 Unterschiede in der motorischen Kontrolle beim Stehen<sup>1</sup>**

##### **3.1.1 Einleitung**

Um die motorische Kontrolle während des Stehens zu bewerten, müssen sowohl neuromuskuläre Aktivierungsmuster als auch biomechanische Outcome-Parameter betrachtet werden. Eine gute Interaktion zwischen Nerven- und Muskelsystem ist notwendig, um Stabilität beim Stehen zu gewährleisten (Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Dies gilt auch für das ruhige Stehen. Veränderte Aktivierungsmuster von abdominalen Muskeln sowie der Rückenstrecker weisen darauf hin, dass die motorische Kontrolle bei Personen mit Rückenbeschwerden auf neuromuskulärer Ebene gestört ist (Ghamkhar & Kahlaee, 2015). Auf biomechanischer Ebene zeigen sich ein eingeschränktes Bewegungsausmaß der lumbalen Region (Laird et al., 2014) und Veränderungen der Körperschwerpunktschwankungen (Radebold, Cholewicki, Polzhofer, & Greene, 2001).

In Bezug auf Stehen liegt bislang kein umfassendes Review zur motorischen Kontrolle vor, das sowohl neuromuskuläre als auch biomechanische Parameter analysiert. Bisher existieren ausschließlich zwei Reviews zu den Unterschieden auf biomechanischer Ebene, die jedoch nicht zwischen Personen mit spezifischen und unspezifischen Rückenschmerzen unterscheiden (Laird et al., 2014; Mazaheri, Coenen, Parnianpour, Kiers, & van Dieen, 2013), auch wenn in der Literatur eine Differenzierung empfohlen wird (Koes et al., 2010). Laird et al. (2014) untersuchten 43 Studien, in denen neben dem Stehen noch

---

<sup>1</sup> Eine abgeänderte Version dieses Kapitels wurde bereits veröffentlicht:

Koch, C. & Hänsel, F. (2019). Non-specific low back pain and postural control during quiet standing – A systematic review. *Frontiers in Psychology*, 10, 586.

andere Aktivitäten betrachtet wurden. Dabei fanden sie eine eingeschränkte Propriozeption. Zusätzlich zeigten sich in drei Studien zum Stehen keine Unterschiede in der Beckenneigung zwischen Personen mit NSLBP und gesunden Personen. In einem weiteren Review von Mazaheri et al. (2013), das 23 Studien zum Stehen einschließt, wurde in der Mehrheit der Studien ein erhöhter Schwankungsweg bei Personen mit NSLBP berichtet. Allerdings sind die Studienergebnisse in diesem Review inkonsistent, da in mehreren Studien kein Unterschied oder ein geringerer Schwankungsweg bei Personen mit Rückenschmerzen gefunden werden konnte. Um inkonsistente Ergebnisse aufgrund einer heterogenen Stichprobe auszuschließen, wird sich im Folgenden auf Studien konzentriert, die Personen mit unspezifischen Rückenschmerzen untersuchen. In einem weiteren Review mit 16 eingeschlossenen Studien (Ruhe, Fejer, & Walker, 2011a), in denen Personen mit NSLBP untersucht wurden, wurden lediglich Verlagerungen des CoP des Körpers im Stehen verglichen. Dabei bietet die Literaturübersicht ausschließlich einen Überblick über die Anzahl der Studien, die einen Unterschied in einem Parameter der posturalen Schwankungen finden. Ein Verhältnis zwischen signifikanten und nicht signifikanten Unterschieden in den jeweiligen Studien für einzelne Parameter bleibt unklar.

Das Ziel der vorliegenden Literaturanalyse ist daher, die Unterschiede der motorischen Kontrolle zwischen Personen mit und ohne NSLBP während des Stehens zu identifizieren. Um diese Unterschiede zu analysieren, werden Fall-Kontroll-Studien herangezogen, die Personen mit und ohne NSLBP untersucht haben. Betrachtet man die steigende Anzahl an Studien, in denen ein Zusammenhang zwischen Parametern der motorischen Kontrolle und NSLBP erforscht wird, könnte eine Zusammenstellung evidenter Ergebnisse essentielle Informationen liefern, um die zugrundeliegenden Mechanismen für NSLBP nicht nur auf biomechanischer, sondern auch auf neurophysiologischer Ebene zu verstehen.



### 3.1.2 Methode

Zunächst wurden hierzu sechs Datenbanken (Medline, SportDiscus, PsychInfo, PsychArticles, EMBASE, Scopus) von 2000 bis Januar 2018 nach wissenschaftlichen Artikeln durchsucht. Als Schlüsselwörter für die „subject term“-Suche wurden die folgenden Begriffe genutzt: “Low back pain” ODER “lumbar pain” UND (“motor control” ODER “coordination” ODER “movement disorder” ODER “variability” ODER “stability” ODER “proprioception” ODER “muscle activation” ODER “electromyography” ODER “kinematics” ODER “center of pressure” OR “range of motion” ODER “muscle activity”) NICHT (“invasive” OR “spinal stenosis” ODER “injury” ODER “case study” ODER “disc herniation” ODER “fractures” ODER “amputation” ODER “taping” ODER “strength” ODER “metabolic”). In denselben Datenbanken wurde eine zweite Suche mit den Begriffen “low back pain” ODER “lumbar pain” in Kombination mit “standing” durchgeführt, um die Suche zu erweitern. Auch die Literaturlisten der eingeschlossenen Studien wurden durchgesehen, um weitere passende Studien zu finden. Gesucht wurden lediglich Artikel, deren Volltext auf Deutsch oder Englisch verfügbar ist.

#### *Studienauswahl*

Die gefundenen Studien wurden zunächst anhand von Titel und Abstract nachfolgenden In- und Exklusionskriterien sortiert. Artikel wurden eingeschlossen, wenn Personen mit NSLBP mit gesunden Personen bezüglich eines Parameters der motorischen Kontrolle während des Stehens verglichen wurden. Exklusionskriterien waren: Perturbation durch externe Kräfte, eine Stichprobe aus professionellen Athleten, physiotherapeutische Interventionen, spezifischer Rückenschmerz (z. B. mit der Diagnose eines Bandscheibenvorfalls, Schwangerschaft, vorausgegangener Amputation), operierte Studienteilneh-

mer<sup>2</sup>, Evaluation einer medizinischen Behandlung oder eines Systems, Studien ohne Kontrollgruppe oder andere Reviews. Studien, in denen im Einbeinstand getestet wurde, wurden ebenfalls ausgeschlossen.

### *Qualität der Studien*

Um die Qualität der Studien zu bewerten, wurde eine modifizierte Version der Newcastle-Ottawa-Skala (NOS) (Wells et al., 2000) verwendet, die eigens für Fall-Kontroll-Studien konzipiert wurde. Deeks et al. (2003) beurteilen die NOS in ihrem Review als adäquat und einfach zu nutzen. Basierend auf der Empfehlung dieses Reviews wurden drei Fragen des "Quality Assessment Tool for Quantitative Studies of the Effective Public Health Practice Project" (Thomas, 2003) zur Methode der Datenerhebung hinzugefügt. Zwei weitere Fragen wurden entsprechend der Fragestellung angepasst. Der Bewertungsbogen bestand somit aus zehn Fragen (siehe Anhang), durch deren Beantwortung eine maximale Punktzahl von 12 Punkten erreicht werden konnte. Bei acht Fragen konnte je maximal ein Punkt und bei zwei Fragen konnten je zwei Punkte erreicht werden. Die Fragen unterteilen sich in drei Kategorien: 1. Auswahl der Fälle und Kontrollen, 2. Vergleichbarkeit und 3. Datenerhebung. Die zehn Fragen des Bewertungsbogens konnten als positiv ("ja") als negativ ("nein") oder als unbekannt ("keine Beschreibung") bewertet werden. In der abschließenden Bewertung der Studien wurde jedoch zwischen einer negativen oder unbekannten Bewertung nicht unterschieden. Beides ergab keinen Punkt. Die Bewertung erfolgte unabhängig durch zwei Personen (Cathrin Koch und Johanna Kunkel). Unterschiede wurden diskutiert und, wenn nötig, mit Hilfe einer dritten Person (Frank Hänsel) geklärt.

Eine Bewertung der Evidenz erfolgte im Anschluss in Anlehnung an van Tulder, Furlan, Bombardier, Bouter und Editorial Board of the Cochrane Collaboration Back Review (2003). Da jedoch im vorliegenden Review nicht mit randomisiert kontrollierten Studien (RCT) oder kontrollierten Studien (CT) gearbeitet wurde, wurde die Bewertung entsprechend modifiziert. Es wurden

---

<sup>2</sup> In der folgenden Arbeit wird aus Gründen der besseren Lesbarkeit ausschließlich die männliche Form verwendet. Sie bezieht sich auf Personen beiderlei Geschlechts.

RCTs mit qualitativ hochwertigen Studien und CTs mit Studien mittlerer Qualität ersetzt. Außerdem wurde die „tendenzielle Evidenz“ als Kategorie ergänzt. Eine Bewertung mit tendenzieller Evidenz erfolgte, wenn eine geringe Mehrheit und Studien (zwischen 55 % und 75 %), die eine höhere Studienqualität hatten, das gleiche Ergebnis berichteten.

#### *Datenextraktion*

Auch die Datenextraktion wurde unabhängig durch zwei Personen durchgeführt. Dabei wurden Kriterien wie Fragestellung, Stichprobencharakteristik, Inklusions-/Exklusionskriterien, Versuchsbedingungen, Messequipment, Variablen und Ergebnisse aus der Volltextversion der Artikel herausgearbeitet.

### **3.1.3 Ergebnisse**

#### *Literaturrecherche*

Insgesamt wurden durch die erste Suche 2,820 Artikel identifiziert, nachdem Duplikate gelöscht wurden (siehe Abbildung 6). Diese Artikel wurden nach Titel und Abstract entsprechend der In- und Exklusionskriterien und im Hinblick auf das Stehen überprüft. Diese Strategie der Überprüfung nach „Stehen“ wurde gewählt, um passende Artikel nicht durch eine zu hohe Anzahl von Schlagwörtern zu verpassen. Zusätzlich wurde eine zweite Suche mit den im Abschnitt „Suchstrategie“ beschriebenen Schlagwörtern durchgeführt. Hierbei konnten drei weitere relevante Artikel aus denselben Datenbanken gefunden werden. Nach weiterer Inspektion der Artikel mussten 18 Artikel ausgeschlossen werden, da eine Kontrollgruppe fehlte, der Einbeinstand, ein externer Störreiz oder doch kein Standverhalten untersucht wurde. Letztendlich wurden 21 Artikel, die Unterschiede in der motorischen Kontrolle bei Personen mit und ohne NSLBP im Stehen ohne externe Störungen untersuchen, in die systematische Übersichtsarbeit eingeschlossen.

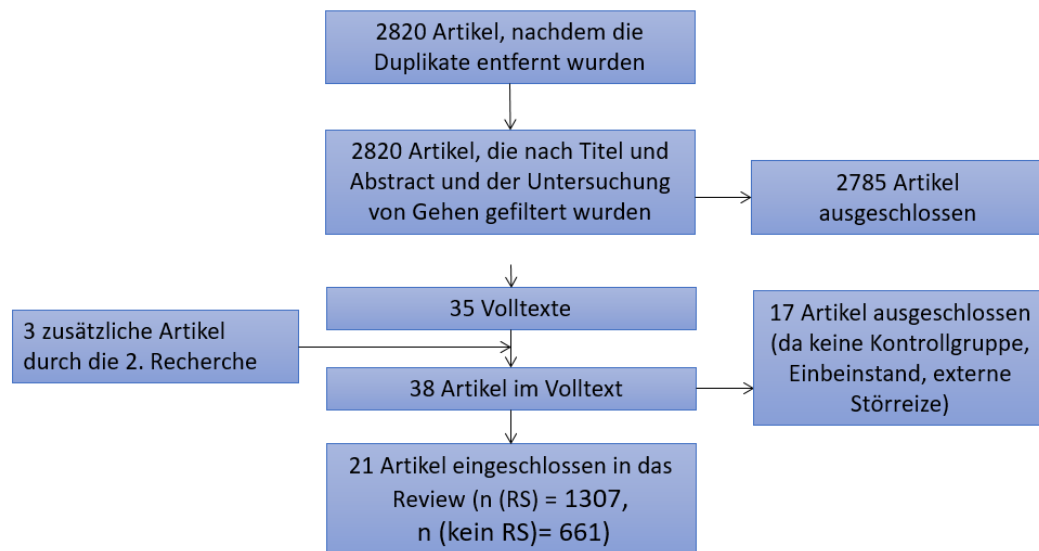


Abbildung 6: Flussdiagramm der Studienselektion beim Stehen

### Studienqualität

Von den maximal erreichbaren zwölf Punkten im Bewertungsbogen der Studienqualität, wurden acht Punkte als höchster Wert von einer Studie (Mok et al., 2004) erreicht, wie in Tabelle 1 zu sehen ist. Weitere elf Artikel (Brumagne et al., 2008; Claeys et al., 2011; Johanson et al., 2011; Kiers et al., 2015; Lafond et al., 2009; Mazaheri et al., 2010; Nelson-Wong et al., 2008; Paalanne et al., 2008; Ruhe et al., 2011b; Schelldorfer et al., 2015; Sherafat et al., 2014) erzielten sechs oder sieben Punkte. Neun Studien (Brumagne et al., 2004; Claeys et al., 2015; Gallagher & Callaghan, 2015, 2016; Gallagher et al., 2011; Gregory & Callaghan, 2008; Nelson-Wong & Callaghan, 2010a, 2010b; Ringheim et al., 2015) zeigten mit weniger als sechs Punkten Einschränkungen in der Studienqualität. In diesen Studien fand häufig kein Matching der Gruppen statt oder die Stichprobe wurde nicht klar definiert. Es ist auffällig, dass zwei Kriterien in keiner der Studien berichtet wurden. Kein Artikel stellt dar, ob die Versuchsleiter über die Gruppenzugehörigkeit der Studienteilnehmer informiert waren (Frage 8). Zudem wurde in keinem Artikel eine Non-response-Rate angegeben (Frage 10).

Tabelle 1: Qualitätsbeurteilung der Studien zum Stehen

Studie	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Bewertung
Brumagne et al. (2004)	k	0	k	k	1	1	1	k	1	k	4
Brumagne et al. (2008)	2	0	1	0	k	1	1	k	1	k	6
Claeys et al. (2011)	2	0	1	0	1	1	1	k	1	k	7
Claeys et al. (2015)	0	0	1	0	k	1	1	k	1	k	4
Gallagher et al. (2011)	0	0	1	1	k	1	1	k	1	k	5
Gallagher und Callaghan (2015)	0	0	1	1	k	1	1	k	1	k	5
Gallagher und Callaghan (2016)	0	0	k	1	k	1	1	k	1	k	4
Gregory und Callaghan (2008)	0	0	1	1	k	1	1	k	1	k	5
Johanson et al. (2011)	2	0	0	1	k	1	1	k	1	k	6
Kiers et al. (2015)	0	0	1	0	2	1	1	k	1	k	6
Lafond et al. (2009)	1	k	k	0	2	1	1	k	1	k	6
Mazaheri et al. (2010)	2	0	1	k	k	1	1	k	1	k	6
Mok et al. (2004)	1	0	1	1	2	1	1	k	1	k	8
Nelson-Wong et al. (2008)	0	0	1	1	k	1	1	1	1	k	6
Nelson-Wong und Callaghan (2010a)	0	0	1	1	k	1	1	k	1	k	5
Nelson-Wong und Callaghan (2010b)	0	0	1	1	k	1	1	k	1	k	5
Paalanne et al. (2008)	1	1	1	1*	1	k	k	k	1	k	6
Ringheim et al. (2015)	1	0	k	0	k	1	1	k	1	k	4
Ruhe et al. (2011b)	1	1	1	0	0	1	1	k	1	k	6
Schelldorfer et al. (2015)	1	0	1	0	2	1	1	k	1	k	7
Sherafat et al. (2014)	1	0	0	1	2	1	1	k	1	k	7

*Anmerkungen.* Fragen: 1 Adäquate Fall-Definition; 2 Repräsentativität der Fälle; 3 Auswahl der Kontrollen; 4 Definition der Kontrollen; 5 Vergleichbarkeit von Fällen und Kontrollen; 6 Validität der Datenerhebung; 7 Reliabilität der Datenerhebung; 8 Verblindung der Versuchsleiter; 9 Gleiche Methode der Erhebung für Fälle und Kontrolle; 10 Berichten der Non-response Rate; Evaluation: 1 "Ja"; 0 "Nein"; k "nicht berichtet"; 2 Mehr als Standard; \* Definition der Kontrollgruppe ist gegeben, allerdings wird sie in der Analyse als eine von sechs Clustern betrachtet

### Studienklassifikation

Insgesamt wurden in allen Studien zusammen 1978 Personen (NSLBP: 1307, asymptomatisch: 661) untersucht. Alle Studienteilnehmer waren volljährig. Die Stichprobengröße variierte von acht (Nelson-Wong & Callaghan, 2010a) bis

zu 570 (Paalanne et al., 2008) Personen, die Rückenschmerzen an mindestens einem Zeitpunkt der Messung hatten (Paalanne et al., 2008) bis hin zu chronischen Schmerzen mit wiederkehrenden Episoden über mehr als 18 Monate (Mok et al., 2004). In sieben Studien (Gallagher & Callaghan, 2015, 2016; Gallagher et al., 2011; Gregory & Callaghan, 2008; Nelson-Wong & Callaghan, 2010a, 2010b; Nelson-Wong et al., 2008) wurden die Studienteilnehmer erst nach der Testung in Fall- beziehungsweise Kontrollgruppen eingeteilt. Wenn sich im Laufe einer Phase langen Stehens Schmerzen entwickelten, wurden die Studienteilnehmer entsprechend der Gruppe der "Schmerzentwickler" zugeteilt. Des Weiteren wurde eine Longitudinalstudie eingeschlossen (Paalanne et al., 2008).

Um die Intensität der Schmerzen zu erheben, wurde in zehn Studien die visuelle Analogskala (VAS) (Brumagne et al., 2008; Gallagher & Callaghan, 2015, 2016; Gallagher et al., 2011; Lafond et al., 2009; Mok et al., 2004; Nelson-Wong & Callaghan, 2010a, 2010b; Nelson-Wong et al., 2008; Sherfat et al., 2014) verwendet. In drei Studien wurde zur Erhebung der Schmerzintensität die numerische Rating Skala (NRS) (Claeys et al., 2011; Kiers et al., 2015; A. Ruhe et al., 2011b) genutzt. Um die Einschränkungen zu klassifizieren, wurden der Oswestry Disability Index (ODI) (neunmal: Brumagne et al., 2008; Claeys et al., 2011; Claeys et al., 2015; Johanson et al., 2011; Kiers et al., 2015; Lafond et al., 2009; Ringheim et al., 2015; Schelldorfer et al., 2015; Sherfat et al., 2014) oder der Roland-Morris-Fragebogen (einmal: Mok et al., 2004) verwendet.

Diverse Parameter wurden aus Daten der Bewegungsanalysen, CoP-Daten und den EMG-Daten berechnet. Aus den kinematischen Daten der 3D-Bewegungsanalysesysteme wurden Gelenkwinkel berechnet. Für die CoP-Daten wurde das RMS, die Muster des CoP, die CoP-Geschwindigkeit und -Frequenz analysiert. Von den EMG-Daten wurden hauptsächlich die EMG-Amplitude, das RMS der EMG Aktivität, Kreuzkorrelationen, Muskellatenzzeiten sowie Zeitpunkte der Aktivierung zur Untersuchung ausgewertet.

In allen Studien wurden Daten während des Stehens ohne externe Störreize erhoben; dennoch gab es auch Studien, in denen anspruchsvollere Bedingungen wie Stehen mit verbundenen Augen (acht Studien: Johanson et al., 2011;

Kiers et al., 2015; Mazaheri et al., 2010; Mok et al., 2004; Paalanne et al., 2008; Ringheim et al., 2015; Schelldorfer et al., 2015; Sherafat et al., 2014) oder Stehen auf instabilem Untergrund (fünf Studien: Claeys et al., 2011; Claeys et al., 2015; Kiers et al., 2015; Mazaheri et al., 2010; Schelldorfer et al., 2015) untersucht wurden.

### *Synthese der Ergebnisse*

Die Ergebnisse wurden in die Unterkategorien biomechanische und neuromuskuläre Daten zusammengefasst. Da in den meisten Studien mit einer Erhebung biomechanische Daten der CoP als ein Parameter analysiert wurde, gibt es hierzu einen eigenen Abschnitt. Zum Beginn jedes Paragraphen werden die Ergebnisse vorgestellt. Anschließend werden konfundierende Variablen wie das Alter der Studienteilnehmer, die Schmerzintensität und die Schmerzdauer in Bezug auf die Ergebnisse betrachtet, um Gründe für die Inkonsistenz der Ergebnisse zu finden. Zusätzlich wird auch die Studienqualität berücksichtigt. Eine Übersicht zu den Inhalten der Studien ist in Tabelle 2 zu sehen.

Tabelle 2: Übersicht der Studien zum Stehen

Studie	Stichprobe	Untersuchungsbedingungen	Untersuchte Variablen	Hauptergebnis
<b>Brumagne, Cordo und Verschueren (2004)</b>	20 LBP (10 jung, 25 Jahre; und 10 ältere 63 Jahre); 20 Kontr. (gematcht nach Alter)	4 Bedingungen ruhiges Stehen: 1. Kontrollbedingung, 2. Mit bilateraler Vibration am TS, 3. bilaterale Vibration am TA, 4. bilaterale Vibration der paraspinalen Muskulatur	CoP vor und nach Vibration, RMS CoP, posturale Erholungszeiten	größere RMS des CoP in A-P Richtung für LBP; bei TS- Vibration hatten LBP- und ältere Erwachsene höhere CoP-Schwankungen; bei Vibration an der paraspinalen Muskulatur, Verlagerung in der Kontrollgruppe und bei den jungen Teilnehmern größer
<b>Brumagne, Janssens, Janssens und Goddyn (2008)</b>	56 LBP (22.7 Jahre), 22 Kontr. (23.2 Jahre), gematcht nach Alter	Stabiler Untergrund: 1. offene Augen; 2. verblindet; 3. verbundene Augen, Vibration am kurzen Ansatz M. soleus; 5. verbundene Augen, Vibration am langen Ansatz des M. soleus	Neigungswinkel des Körpers, CoP-Position RMS CoP	Kein Unterschied im Neigungswinkel des Körpers; CoP-Position ventraler bei stabilem Untergrund mit antizipierter Störung bei LBP
<b>Claeys, Brumagne, Dankaerts, Kiers und Janssens (2011)</b>	106 LBP (18.5 Jahre), 50 Kontr. (19.6 Jahre), gematcht nach Alter	8 Versuche: 4 auf stabilem Untergrund, 4 auf Schaumstoff; normal, mit Armbewegung, Vibration TS, Vibration LM	RMS CoP, relative propriozeptive Gewichtung	LBP schwanken weniger auf stabilem Untergrund, mehr auf Schaumstoff und mehr nach hinten mit Vibration am TS; LBP haben höhere Werte bei der relativen propriozeptiven Gewichtung auf beiden Untergründen
<b>Claeys et al. (2015)</b>	43 LBP (19.1 Jahre), 61 Kontrollen (19.2 Jahre), gematcht nach Alter	auf stabilem Untergrund und Schaumstoff (1) ruhiges Stehen, (2) mit ballistischer Schulterflexion, (3) bilaterale TS Vibration, (4) bilaterale LM Vibration	RMS CoP, relative propriozeptive Gewichtung, Gelenkwinkel	Keine Unterschiede im RMS des CoP und den Gelenkwinkeln; LBP zeigen mehr Abhängigkeit von der Sprunggelenkstrategie bei stabilem Untergrund; auf Schaumstoff haben LBP höhere Werte bei der relativen propriozeptiven Gewichtung
<b>Gallagher, Nelson-Wong und Callaghan (2011)</b>	13 PD, 27 NPD, (24.4 Jahre)	2h Stehen auf ebenem Untergrund	Körpergewichtsverlagerungen, Körpergewichtsdrifts, Zappeln (Frequenz, Amplitude und Anzahl)	NPD und weibliche PD zeigten ähnliche Ergebnisse; männliche zeigten Veränderungen bei A-P Verlagerung und generell asymmetrischere Verlagerungen



Studie	Stichprobe	Untersuchungsbedingungen	Untersuchte Variablen	Hauptergebnis
<b>Gallagher und Callaghan (2015)</b>	14 PD (23.0 Jahre), 18 NPD (22.2 Jahre)	2h Stehen auf ebenem Untergrund	Körpergewichtsverlagerungen, Zappeln (Frequenz, Amplitude und Anzahl), LWS-Bewegungen	NPD hatten höhere Frequenz LWS-Bewegungen und mehr Verlagerungen in den ersten 15 min
<b>Gallagher und Callaghan (2016)</b>	9 PD, 8 NPD (23 Jahre)	2 Bedingungen: ebener und absteigender (16°) Untergrund; Vor-test 60 sec, dann 75 min	Gelenkwinkel, CoM, LWS-Bewegungen	NPD hatten höhere Frequenz an LWS-Bewegungen unabhängig von der Bedingung; CoM bei absteigendem Untergrund in beiden Gruppen nach posterior verlagert
<b>Gregory und Callaghan (2008)</b>	13 PD, 3 NPD, (24.3 Jahre)	2 h Stehen auf ebenem Untergrund	Anzahl der Aktivierungslücken der Muskulatur, mittlere Aktivierung, CoP, LWS-Bewegungen	Drei Regressionsmodelle für das Auftreten von Schmerz, das beste Low back Discomfort = (0.062 Anzahl der Verlagerungen CoP [AP]) + (0.113 Anzahl Aktivierungslücken in LGM activation) + (1.678 Grad der axialen Verdrehung) + (0.186)
<b>Johanson et al. (2011)</b>	16 LBP (22.0 Jahre), 16 Kontr. (22.7 Jahre)	Auf stabilem Untergrund und Schaumstoff 1. Tag: 1. verblindet; 2. verbundene Augen, Vibration am TS; 3. verbundene Augen, Vibration am LM. 2. Tag: dasselbe unter Ermüdung	COP anterior-posterior, RMS CoP, relative propriozeptive Gewichtung	höhere RMS-Werte auf instabilem Untergrund für LBP sowie größere posteriore Schwankungen mit Vibration am TS, jedoch kleine anteriore Schwankungen bei Vibration am LM
<b>Kiers, van Dieen, Brumagne und Vanhees (2015)</b>	182 LBP (39 Jahre), 33 Kontr. (41.3 Jahre)	6 Bedingungen: auf stabilem Untergrund und auf Schaumstoff, mit offenen und geschlossenen Augen, mit Vibration am TS und der paraspinalen Muskulatur	CoP: Schwankung, Geschwindigkeit, Frequenz, Regelmäßigkeit, relative propriozeptive Gewichtung	LBP hatten höher frequente, aber weniger gleichmäßige Schwankungsmuster; LBP hatten geringere Reaktion auf TS Vibration auf festem Untergrund; auf stabilem Untergrund war die Erholung von Vibrationen langsamer bei LBP

Studie	Stichprobe	Untersuchungsbedingungen	Untersuchte Variablen	Hauptergebnis
<b>Lafond et al. (2009)</b>	12 LBP (41.5 Jahre), 12 Kontr. (40.0 Jahre), gematcht nach Alter und Geschlecht	2 Versuche ruhiges Stehen; vor und nach 30 min anhaltendem Stehen	CoP-Muster, CoP-Geschwindigkeit, RMS CoP,	LBP weniger Muster in A-P-Richtung und geringere CoP-Geschwindigkeit in M-L-Richtung während anhaltenden Ste- hens; RMS CoP und Frequenz CoP ge- ringer bei LBP; keine Unterschiede in der Amplitude
<b>Mazaheri, Salavati, Negahban, Sanjari und Parnianpour (2010)</b>	20 LBP (26.1 Jahre), 20 Kontr. (25.0 Jahre)	(1) stabiler Untergrund, Augen of- fen; (2) stabiler Untergrund, Augen zu; (3) Stehen auf Schaumstoff, Augen zu; zusätzlich kognitive Aufgabe	Wiederkehrende Punkte, COP	Keine Unterschiede CoP-Verlagerung bei stabilem Untergrund; Gesunde reduzierten die Anzahl der wiederkehrenden Punkte mit kognitiver Aufgabe, LBP nicht
<b>Mok, Brauer und Hodges (2004)</b>	24 LBP (36.6 Jahre), 24 Kontr. (36.9 Jahre), gematcht nach Alter und Geschlecht	12 Bedingungen: unilateraler und bilateraler Stand; flacher Unter- grund und 9 cm erhöht; Augen of- fen, gedämmtes Licht, Augen ge- schlossen	Anzahl der erfolgreichen Versu- che, Scherkräfte, CoP-Verlagerung, CoP-Geschwindigkeit	Kein Unterschied in der Anzahl der er- folgreichen Versuche, den Scherkräften und der CoP-Verlagerungen; LBP gerin- gere CoP-Geschwindigkeit
<b>Nelson- Wong, Gregory, Winter und Callaghan (2008)</b>	15 PD, 8 NPD, (23.9 Jahre)	2h Stehen auf ebenem Untergrund	Koaktivierungs-Koeffizient von acht Muskelpaaren	Höhere Koaktivierung des rechten und linken GM bei PD
<b>Nelson-Wong und Callaghan (2010a)</b>	8 PD, 8 NPD, (22.2 Jahre)	2h Stehen auf ebenem Unter- grund, danach das gleiche auf ge- bogenem Untergrund	Relative Gelenkwinkel, Ko- kontraktions-Index	PD zeigten weniger Schmerzen auf ge- bogenem Untergrund; keine Interaktion zwischen Bedingung und Gruppe für die Kokontraktion des GM
<b>Nelson-Wong und Callaghan (2010b)</b>	20 PD (23.45 Jahre), 23 NPD (22.13 Jahre)	2h Stehen auf ebenem Untergrund	Koaktivierungs-Koeffizient, Kokontraktions-Index	PD hatten höhere Koaktivierung zu Be- ginn in den Flexor-Extensor-Paaren;

Studie	Stichprobe	Untersuchungsbedingungen	Untersuchte Variablen	Hauptergebnis
<b>Paalanne et al. (2008)</b>	874 (19 Jahre); Analyse von 743 (19 Jahre)	Stehen mit den Füßen zusammen und den Armen am Körper 2x mit offenen und 2x mit geschlossenen Augen	Clusteranalyse nach den Symptomen, Bereich der Körperschwankungen	Kein Unterschied in der Rumpfmuskelfunktion und Körperschwankung in den unterschiedlichen Clustern
<b>Ringheim, Austein, Indahl und Roeleveld (2015)</b>	17 LBP (39.0 Jahre), 21 Kontr. (40.2 Jahre)	60 sec Stehen mit verbundenen Augen vor und nach 15 min ruhi- gem Stehen mit offenen Augen,	CoP RMS, CoP-Geschwindigkeit, Muskelaktivierung, Variabilität der Aktivierung	LBP höhere CoP-Geschwindigkeit und höhere RMS CoP bei anhaltendem Stehen; relative Muskelaktivierung in der ersten Messung und zu Beginn des anhaltenden Stehens höher bei LBP; Keine Unterschiede der CoP-Messungen während 60 sec. Stehen
<b>Ruhe, Fejer und Walker (2011b)</b>	77 LBP (37.7 Jahre), 77 Kontr. (37.2 Jahre)	3 erfolgreiche Versuche ruhiges Stehen	mittlere CoP-Geschwindigkeit	Mit steigender Schmerzbewertung steigt auch die CoP-Geschwindigkeit an
<b>Schellldorfer et al. (2015)</b>	57 LBP (39.21 Jahre), 22 Kontr. (38.55 Jahre)	1. Füße zusammen, stabiler Untergrund, Augen offen; 2. Füße zusammen, stabiler Untergrund, Augen geschlossen; 3. Füße zusammen, Schaumstoff, Augen offen	MAD-Position, MAD-Geschwindigkeit	höhere MAD Position bei Bedingung 1 und 2 für LBP; MAD-Geschwindigkeit der BWS höher in LBP
<b>Sherafat et al. (2014)</b>	15 LBP (23.07 Jahre), 15 Kontr. (23.20 Jahre), gematcht nach Alter Geschlecht, Größe und Gewicht	6 Bedingungen: Einfach- und Mehrfachaufgabe, Stabilitätslevel mittel und schwer, Augen offen und geschlossen	anterior-posteriorer Stabilitätsindex, medio-lateral Stabilitätsindex, gesamter Stabilitätsindex	Erhöhte Stabilitätsindizes bei LBP

*Anmerkungen.* LBP: Personen mit Rückenschmerz; Kontr.: Kontrollgruppe; PD: entwickeln Schmerzen beim Stehen; NPD: entwickeln keine Schmerzen; MAD: Mittlere durchschnittliche Abweichung; RMS: mittlere Quadratwurzel; BWS Brustwirbelsäule; LWS: Lendenwirbelsäule; A-P: anterior-posterior; M-L: medial-lateral; ES: M. erector spinae; GM: M. gluteus medius; LM: lumbaler Bereich der M. multifidus; TS: M. triceps surae; TA: M. tibialis anterior; GA: M. gastrocnemius.

### *Biomechanische Parameter*

#### Lenden-Becken-Winkel

Die Gelenkwinkel der Wirbelsäule und des Beckens gehören zu den in den eingeschlossenen Studien untersuchten Gelenkwinkeln. In drei Studien (Brumagne et al., 2008; Claeys et al., 2015; Gallagher & Callaghan, 2016) konnte hier kein Unterschied der Winkel beim Stehen zwischen Personen mit und ohne NSLBP gefunden werden. Das Durchschnittsalter der Studienteilnehmer lag in diesen Studien zwischen 19.1 Jahren (Claeys et al., 2015) und 33.5 Jahren (Brumagne et al., 2008). In zwei Studien (Claeys et al., 2015; Gallagher & Callaghan, 2016) wurden die Studienteilnehmer nach einem Test entsprechend der Bewertung ihrer Schmerzintensität einer Gruppe zugeteilt. Nur in einer Studie (Brumagne et al., 2008) wurden Personen mit chronischen Schmerzen untersucht, die länger als sechs Monate andauerten. Somit gibt es moderate Evidenz, dass die Gelenkwinkel von Personen mit und ohne NSLBP sich nicht unterscheiden. Dieses Ergebnis basiert auf der Konsistenz der Ergebnisse, auch wenn keine der Studien von hoher Qualität ist.

#### Verlagerungen des CoP

Es wurden zwölf Studien gefunden (Brumagne et al., 2004; Brumagne et al., 2008; Claeys et al., 2011; Claeys et al., 2015; Gregory & Callaghan, 2008; Johanson et al., 2011; Kiers et al., 2015; Lafond et al., 2009; Mazaheri et al., 2010; Mok et al., 2004; Ringheim et al., 2015; Schelldorfer et al., 2015), in denen die *Verlagerung des CoP* untersucht wurde. In neun dieser Studien standen die Studienteilnehmer mit offenen Augen auf einem stabilen Untergrund. Die Ergebnisse waren jedoch inkonsistent. In der Mehrheit der Studien (Brumagne et al., 2008; Claeys et al., 2015; Kiers et al., 2015; Mazaheri et al., 2010; Mok et al., 2004) konnte kein Unterschied zwischen den Gruppen gefunden werden. Eine der Studien, in der kein Unterschied gezeigt wird, ist von hoher Qualität (Mok et al., 2004). In einer weiteren Studie wurde indessen kein Unterschied in der Anzahl der Verlagerungen des CoP zwischen Personen mit NSLBP und gesunden Personen gefunden, jedoch waren die Verlagerungsmuster weniger gleichmäßig und wiesen einen höheren Anteil Verlagerungen mit hoher Frequenz auf (Kiers et al., 2015). Von fünf Studien, in denen ein

Unterschied zwischen der NSLBP und der Kontrollgruppe gezeigt wurde, wurden in zwei (Claeys et al., 2011; Lafond et al., 2009) kleinere Verlagerungen des CoP berichtet, wohingegen in zwei weiteren Studien (Brumagne et al., 2004; Ringheim et al., 2015) höhere Verlagerungen des CoP für Personen mit NSLBP angegeben wurden. Zusätzlich fanden Gregory und Callaghan (2008) bei der Berechnung einer Regressionsgleichung für das Auftreten von Rückenbeschwerden einen Einfluss von Verlagerungen des CoP. Dabei hatten Personen, die NSLBP entwickelten, höhere Verlagerungen. Das Alter und die Anzahl der Studienteilnehmer sowie Schmerzintensität und -dauer unterschieden sich nicht klar in den vier Studien. Lediglich in der letztgenannten Studie wurden Personen mit Schmerzen analysiert, die sich während einer zweistündigen Standphase entwickelten. In der Mehrheit der Studien wurde jedoch kein Unterschied in der Verlagerung des CoP zwischen den Gruppen gezeigt. Zusätzlich war die durchschnittliche Qualität der Studien, in denen kein Unterschied zwischen den Gruppen gefunden wurde, höher. Daher gibt es widersprüchliche Evidenz mit einer Tendenz, dass es keinen Unterschied in den Verlagerungen des CoP zwischen den Gruppen beim Stehen gibt.

In sieben der elf Studien wurden anspruchsvollere Bedingungen während des Stehens betrachtet, wie beispielsweise Stehen auf einem instabilen Untergrund oder Stehen mit geschlossenen Augen. Unter diesen sieben Studien gab es fünf Studien (Brumagne et al., 2004; Brumagne et al., 2008; Claeys et al., 2011; Johanson et al., 2011; Schelldorfer et al., 2015), in denen eine höhere Verlagerung des CoP für die Gruppe von Personen mit NSLBP aufgezeigt wurde. In zwei Artikeln (Claeys et al., 2011; Johanson et al., 2011) wurden diese Unterschiede während des Stehens auf einer Schaumstoffmatte gezeigt. In drei weiteren Studien (Brumagne et al., 2004; Brumagne et al., 2008; Schelldorfer et al., 2015) wird dies berichtet, wenn visuelle Informationen nicht zugänglich waren. In zwei Studien konnte kein Unterschied zwischen den Gruppen gefunden werden. Dabei wurde in einer das Stehen auf einer Schaumstoffmatte (Claeys et al., 2015) getestet, während in der anderen Stehen ohne visuelle Informationen (Ringheim et al., 2015) untersucht wurde. In den meisten der in diesem Absatz beschriebenen Studien beinhalteten die

Einschlusskriterien für die NSLBP-Gruppe eine Schmerzdauer von mindestens sechs Monaten. Allerdings fehlten Informationen über die tatsächliche Schmerzdauer. Leicht unterschiedliche Testprotokolle und Datenverarbeitung scheinen keine ausreichende Erklärung für die inkonsistenten Ergebnisse zu liefern. Nur in einer Minderheit an Studien konnten keine höheren CoP-Verlagerungen bei anspruchsvolleren Bedingungen festgestellt werden. Die durchschnittliche Studienqualität der Studien, in denen ein Unterschied gezeigt wurde, war etwas höher. Nimmt man die Ergebnisse zu den Tests unter anspruchsvolleren Bedingungen zusammen, zeigt sich eine widersprüchliche Evidenz mit einer Tendenz zu höheren Verlagerungen des CoP bei Personen mit NSLBP im Vergleich zur Kontrolle unter erschwerten Bedingungen.

Bestimmte *Verlagerungsmuster* wie das Zappeln (*engl.*: fidget; schnelle und große Verlagerungen des CoP sowie das Zurückkehren zur nahezu gleichen Position), Körpergewichtsverlagerungen und Abdriften wurden ebenfalls untersucht. Von drei Studien zur Frequenz des Zappelns konnte in zwei (Gallagher & Callaghan, 2015; Gallagher et al., 2011) kein Unterschied zwischen den Gruppen gefunden werden. In einem weiteren Artikel (Kiers et al., 2015) wurde eine höhere Zappelfrequenz für die Gruppe mit NSLBP gezeigt. In beiden Studien, in denen kein Unterschied berichtet wurde, wurden Personen untersucht, die erst während zweistündigem Stehen NSLBP entwickelten und vorher keine Probleme hatten. In der Studie, in der ein Unterschied berichtet wird, wurden Personen untersucht, die eine durchschnittliche Schmerzdauer von mehr als drei Jahren hatten (Kiers et al., 2015). Möglicherweise sind die inkonsistenten Ergebnisse durch die unterschiedliche Schmerzdauer begründet und werden mit fortschreitender Chronifizierung erst signifikant. Durch die geringe Anzahl an Studien und einen Mangel an qualitativ hochwertigen Studien liefern die Ergebnisse widersprüchliche Evidenz.

Ähnlich divergente Ergebnisse zeigen sich auch für *Körpergewichtsverlagerungen*. Diese wurden in drei Studien (Gallagher & Callaghan, 2015; Gallagher et al., 2011; Lafond et al., 2009) untersucht. Gallagher et al. (2011) konnten keinen Unterschied zwischen den Gruppen finden. In einer weiteren Studie hingegen (Gallagher & Callaghan, 2015) fanden sie mehr Körpergewichtsverlagerungen in den ersten 15 Minuten während einer 2 Stunden andauernden

Standaufgabe bei Personen, die im Laufe des Stehens Schmerzen entwickelten. In einer dritten Studie (Lafond et al., 2009) wurde eine geringere Anzahl an Verlagerungsmustern für die NSLBP- Gruppe berichtet, ebenfalls in den ersten 15 Minuten einer 2 Stunden andauernden Standaufgabe. Allerdings wurden in dieser Studie Personen mit chronischen NSLBP untersucht. Die Studienteilnehmer der ersten beiden Studien waren in etwa gleich alt (bei 24.4 Jahre (Gallagher et al., 2011) und 23 Jahre bei (Gallagher & Callaghan, 2015)). In der dritten Studie (Lafond et al., 2009) betrug das durchschnittliche Alter 40 Jahre. Da dieser Parameter ausschließlich in drei Artikeln untersucht wurde, von denen keiner mit hoher Qualität bewertet wurde, sind weitere Studien nötig, um zuverlässige Aussagen zu machen. Das Alter der Studienteilnehmer und die Schmerzdauer liefern aber mögliche Erklärungen für die unterschiedlichen Ergebnisse.

Zu der *Amplitude der Verlagerungen des CoP* gibt es ebenfalls keine klaren Ergebnisse. In zwei Studien wurde die Amplitude der Driftmuster des CoP (Gallagher et al., 2011; Lafond et al., 2009) untersucht. In einer dieser Studien (Lafond et al., 2009) wurde eine geringere Amplitude in der NSLBP-Gruppe verglichen mit der gesunden Kontrollgruppe berichtet. In einer anderen Studie (Gallagher et al., 2011) wurde eine geringere Amplitude der Driftmuster des CoP ausschließlich für Männer gezeigt, die während andauernden Stehens Schmerzen entwickelten, im Vergleich zu ihren Kontrollen. In der Studie, in der eine geringere Amplitude für die Gruppe mit NSLBP gefunden wurde (Lafond et al., 2009), wurden in der NSLBP-Gruppe Personen mit chronischen Schmerzen getestet. In der anderen Studie (Gallagher et al., 2011) wurden Personen untersucht, die vor der Testung keine Krankheitsgeschichte mit NSLBP hatten. Insgesamt scheint es eine Tendenz für eine geringere Amplitude der Verlagerungen bei Personen mit NSLBP zu geben.

Die *Frequenz der Verlagerungen des CoP* wurde ebenfalls in zwei Studien betrachtet. In einem Artikel (Kiers et al., 2015) wird eine höhere Frequenz der Verlagerungen des CoP während des Stehens auf Schaumstoff berichtet, die weniger konsistent bei Personen mit einer tatsächlichen Schmerzdauer von mehr als drei Jahren ist. In diesem Artikel konnten dagegen keine Unterschiede auf stabilem Untergrund gefunden werden. In einer weiteren Studie

(Lafond et al., 2009), in der die Frequenz des CoP bei Personen mit NSLBP im Vergleich zu gesunden Personen auf stabilem Untergrund untersucht wurde, wurde eine geringere Frequenz der Verlagerungen für die NSLBP-Gruppe in der anterior-posterioren Richtung sowie in medial-laterale Richtung gezeigt. Die Studienqualität sowie das Teilnehmeralter gleichen sich in beiden Studien. Der geringen Anzahl der Studien und der unterschiedlichen Ergebnisse geschuldet, sind weitere Studien für verlässliche Rückschlüsse nötig. Ein weiterer Parameter, der in fünf Studien betrachtet wurde, war die *Geschwindigkeit der CoP-Verlagerungen* (Kiers et al., 2015; Lafond et al., 2009; Mok et al., 2004; Ringheim et al., 2015; Ruhe et al., 2011b). In zwei Studien wurde eine geringere CoP-Geschwindigkeit für Personen mit NSLBP im Vergleich zur Kontrollgruppe gefunden. In einer dieser Studien (Mok et al., 2004) wurden unterschiedliche Sichtbedingungen (geöffnete Augen vs. gedimmtes Licht vs. geschlossene Augen) untersucht und in der anderen (Lafond et al., 2009) wurden die Ergebnisse mit geöffneten Augen während andauerndem Stehen bestätigt. Die Studie, in der unterschiedliche Sichtbedingungen getestet wurden, ist von hoher Qualität (Mok et al., 2004). In weiteren Studien fand sich eine höhere CoP-Geschwindigkeit in der NSLBP-Gruppe im Vergleich zur Kontrollgruppe: In einer mit verbundenen Augen (Ringheim et al., 2015) und in einer zweiten wurde der Einfluss der Schmerzbewertung auf die Geschwindigkeit der Verlagerungen des CoP mit verbundenen Augen (Ruhe et al., 2011b) untersucht. In der letzteren zeigte sich eine linear ansteigende Geschwindigkeit der Verlagerungen mit steigender Bewertung des Schmerzes auf der numerischen Bewertungsskala. Kiers et al. (2015) konnten keinen Unterschied in der Geschwindigkeit des CoP-Verlagerungen zwischen Personen mit und ohne NSLBP auf stabilem Untergrund sowie auf einer Schaumstoffmatte finden. In allen Studien wurden NSLBP-Patienten mit chronischen Schmerzen untersucht. Das durchschnittliche Alter der Studienteilnehmer der verschiedenen Studien unterschied sich nicht maßgeblich. Die Inkonsistenz der Ergebnisse könnte durch die unterschiedlichen Testprotokolle und verschiedenen Methoden der Datenbearbeitung zustande kommen. Die Schmerzintensität in den Studien, die eine geringere Geschwindigkeit der CoP-Verlagerungen bei Personen mit NSLBP finden, war mit weniger als drei



ziemlich gering, während die Schmerzintensität in der Studie, die keinen Unterschied zeigte, mit 4.5 im Schnitt moderat war. Weitere Studien sind notwendig, um Rückschlüsse zu ziehen.

In drei Studien mit *Vibration auf den Muskel* (Claeys et al., 2011; Claeys et al., 2015; Johanson et al., 2011) wurden Unterschiede in der relativen propriozeptiven Gewichtung untersucht, genauer gesagt das Verhältnis der Abhängigkeit der Propriozeption von dem lumbalen Multifidus zur Abhängigkeit der Propriozeption des Trizeps surae. In allen Studien zeigte sich einheitlich eine höhere Abhängigkeit von der Sprunggelenkspropriozeption bei Personen mit NSLBP und weniger Verlass auf die Propriozeption der lumbalen Muskulatur. Das mittlere Alter der Studienteilnehmer war recht niedrig und die durchschnittliche Schmerzintensität zum Zeitpunkt der Testung schwach. Die Schmerzdauer der Personen differierte zwischen den Studien. Alle Experimente wurden von derselben Arbeitsgruppe durchgeführt. Entsprechend der Konsistenz der Ergebnisse gibt es moderate Evidenz für eine höhere Abhängigkeit von der Sprunggelenksstrategie bei Personen mit NSLBP, verglichen mit der Kontrollgruppe.

Zusätzlich zu den bereits genannten Parametern wurden *weitere Parameter* lediglich in einzelnen Experimenten untersucht. Zu nennen sind hier beispielsweise sich wiederholende Punkte der Standposition in Kombination mit und ohne kognitive Aufgabe (Mazaheri et al., 2010) sowie der Stabilitätsindex mit und ohne kognitive Aufgabe (Sherafat et al., 2014). All diese Parameter zeigen nur geringe Hinweise auf Unterschiede, weshalb sie hier nicht weiter berichtet werden.

### *Muskuläre Aktivität während des Stehens*

Bezüglich Erhebung sowie der Verarbeitung der EMG-Daten gab es große Unterschiede zwischen den Studien. Nichtsdestotrotz wurden die Ergebnisse in einzelnen Abschnitten nach Parametern organisiert. In einer Studie (Ringheim et al., 2015) wurde die EMG-Aktivität der Rumpfmuskeln während des Stehens verglichen. Dabei konnte eine höhere Aktivität des M. erector spinae (ES) bei Beginn der Periode andauernden Stehens bei Personen mit wie-

derkehrendem NSLBP gezeigt werden (Ringheim et al., 2015). Da dieser Parameter nur in einer Studie untersucht wurde, sind weitere Studien nötig, um die Ergebnisse zu bestätigen.

Ein weiterer Parameter, der in drei Studien untersucht wurde, um Unterschiede zwischen den Gruppen zu erfassen, sind *Kreuzkorrelationen*. Damit wird in den Studien die Koaktivierung der Hüftmuskeln bestimmt. In zwei der Studien (Nelson-Wong & Callaghan, 2010b; Nelson-Wong et al., 2008) zeigte sich eine höhere Koaktivierung des M. gluteus medius (GM) beidseits bei Personen, die während anhaltenden Stehens NSLBP entwickelten. In der dritten Studie (Nelson-Wong & Callaghan, 2010a), in der eine ähnliche Stichprobe untersucht wurde, konnten nur Unterschiede gefunden werden, wenn der Untergrund gewölbt war. Alle Tests wurden von derselben Arbeitsgruppe durchgeführt. Die Ergebnisse liefern daher einen Hinweis auf eine erhöhte Koaktivierung des GM bei Personen, die während andauernden Stehens NSLBP entwickeln.

### 3.1.4 Diskussion

Ziel dieser systematischen Literaturanalyse ist es, einen Überblick über die Unterschiede zwischen Personen mit NSLBP und gesunden Personen in der motorischen Kontrolle während des Stehens zu geben. Die Mehrheit der eingeschlossenen Studien zeigte moderate Qualität, während nur wenige Studien qualitativ hochwertig waren. Insgesamt ergaben sich Hinweise auf eine versteifte Lenden-Becken-Region durch eine erhöhte Aktivität der Hüft- und Rückenmuskulatur. Im Folgenden werden die Ergebnisse für Gelenkwinkel, CoP-Verlagerungen, relative propriozeptive Gewichtung und EMG-Aktivität diskutiert.

Bezüglich der *Gelenkwinkel* konnte keine Evidenz für einen Unterschied zwischen Personen mit und ohne NSLBP gefunden werden. Die Ergebnisse sind somit im Einklang mit den Ergebnissen von Laird et al. (2014), auch wenn sich hier ausschließlich auf Studien konzentriert wurde, die Personen mit NSLBP untersuchten. Durch die Bestätigung der Ergebnisse wird der Schluss gezogen, dass es keine Evidenz für Unterschiede zwischen den Gruppen gibt. Ein möglicher Grund hierfür könnte darin liegen, dass die anatomische Vielfalt von

Hüfte, Becken und Wirbelsäule zwischen den Individuen zu groß ist, um Unterschiede auf Gruppenebene zu finden, wie Laird et al. (2014) ausführen. Betrachtet man den *CoP beim Stehen*, zeigen sich ebenfalls keine Unterschiede zwischen den Gruppen beim Stehen auf stabilem Untergrund mit offenen Augen, jedoch gibt es Hinweise auf Unterschiede unter erschwerten Bedingungen. Für das Stehen auf stabilem Untergrund mit offenen Augen konnte in der Mehrheit der Studien kein Unterschied zwischen den Gruppen gefunden werden. Unter der Bedingung, dass visuelle Informationen ausgeschlossen wurden, fanden sich in einer geringen Mehrheit der Studien ein höherer Weg der Verlagerungen des CoP. Aus diesem Grund, zusätzlich zu der höheren Studienqualität der Studien, in denen einen Unterschied berichtet wurde, wird geschlossen, dass es eine Tendenz für einen höheren Schwankungsweg bei anspruchsvolleren Aufgaben bei der Gruppe von Personen mit NSLBP gibt. Diese Ergebnisse unterscheiden sich von den Ergebnissen von Mazaheri et al. (2013) und Ruhe et al. (2011a). Für das Stehen auf stabilem Untergrund sind die Ergebnisse im Einklang mit denen von Mazaheri et al. (2013), die ebenfalls keine Unterschiede finden konnten, jedoch nicht mit den Ergebnissen von Ruhe et al. (2011a), die Unterschiede in den posturalen Schwankungen berichten. In ihrem Review beziehen sich Ruhe et al. (2011a) nur auf Studien, die Unterschiede auf Ebene der Parameter zeigen, während eine Gegenüberstellung zu Studien mit nicht-signifikanten Unterschieden nicht stattfindet. Im Unterschied dazu wird in der vorliegenden Übersicht die Evidenz nach Betrachtung aller Ergebnisse für einen Parameter spezifiziert bewertet. Für das Stehen auf stabilem Untergrund mit verbundenen Augen sind die Ergebnisse im Einklang mit denen von Ruhe et al. (2011a), die eine Zunahme des statistisch signifikanten Unterschieds zwischen den Gruppen unter der Bedingung, dass die Augen verbunden waren, fanden. Jedoch unterscheiden sich in diesem Fall die Ergebnisse von Mazaheri et al. (2013), die keine Unterschiede finden konnten. In ihrem Review betrachteten Mazaheri et al. (2013) allerdings sowohl Personen mit unspezifischen als auch spezifischen Rückenschmerzen, was ein Grund für die unterschiedlichen Ergebnisse sein könnte. Ruhe et al. (2011a) fokussierten sich dagegen auf Personen mit NSLBP, wie es in der vorliegenden Übersicht ebenfalls gemacht wurde. Die signifikanten

Unterschiede lassen sich durch eine verschlechterte Propriozeption bei Personen mit NSLBP erklären (Laird et al., 2014), die bei stabilem Untergrund mit offenen Augen durch das visuelle System kompensiert werden kann. Wenn die visuellen Informationen fehlen, kann diese Kompensation jedoch nicht mehr erfolgen. In weiteren Studien, in denen nicht mit ruhigem Stehen, sondern mit Perturbationen gearbeitet wurde (Gotze et al., 2015; Henry, Hitt, Jones, & Bunn, 2006), wurden die Ergebnisse bestätigt, dass die Verlagerung des CoP bei Personen mit NSLBP höher ist.

Die Ergebnisse zur *Propriozeptionsstrategie* passen zu den vorherigen Ergebnissen. Es gibt moderate Evidenz für eine unterschiedliche Propriozeptionsstrategie zwischen den Gruppen, wobei Personen mit NSLBP eine höhere Abhängigkeit von der Sprunggelenksstrategie zeigten (Claeys et al., 2011; Claeys et al., 2015; Johanson et al., 2011). Eine höhere Abhängigkeit von der Sprunggelenksstrategie bedeutet, dass das Gleichgewicht hauptsächlich durch Sprunggelenksbewegungen reguliert wird, während die Fähigkeit der Gleichgewichtsregulation über das Hüftgelenk eingeschränkt ist. Besonders bei Aufgaben mit höheren Anforderungen, bei denen Hüftbewegungen wichtiger für die Gleichgewichtsregulation sind (Horak & Nashner, 1986), kann eine Einschränkung der Hüftbewegung nicht adäquat kompensiert werden. Zusammengefasst lassen die Ergebnisse zu den CoP-Daten und der posturalen Kontrollstrategie vermuten, dass die Fähigkeit, das Gleichgewicht durch Bewegungen der Hüfte und des lumbalen Teils der Wirbelsäule zu regulieren, eingeschränkt ist. Dies kommt besonders unter erschwerten Bedingungen zum Tragen. Diese Einschränkung ist entsprechend der Erklärung durch das Modell von Hodges und Tucker (2011) als protektive Strategie zu sehen, um die schmerzhaften Bereiche zu schützen.

Des Weiteren passen auch die *EMG-Daten* zu diesen Ergebnissen. Es zeigt sich ein Hinweis auf Unterschiede in der Koaktivierung des GM und der Aktivierung des ES. Für Personen mit NSLBP scheint ein Trend zu einer höheren Koaktivierung des GM und einer höheren Aktivierung des ES sichtbar. Eine höhere Aktivität der Hüft- und Rückenmuskulatur während des Stehens kann eine Strategie sein, einer spinalen Instabilität entgegenzuwirken, da die Stabilisation des Beckens zu den Aufgaben des GM und des ES zählt (Ghamkhar

& Kahlaee, 2015). Somit werden durch die erhöhte Aktivierung die Kräfte verringert, die auf die Lendenwirbelsäule wirken. Wie Hodges und Tucker (2011) in ihrem Modell postulieren, scheint die neuromuskuläre Aktivität der vorliegenden Ergebnisse zufolge bei Personen mit NSLBP verändert.

Wenn man bedenkt, dass die Aktivität des neuromuskulären Systems und die resultierende Biomechanik in einem Verhältnis zueinanderstehen, hilft das Kombinieren der Ergebnisse beider Ebenen, um ein vollständiges Bild der Unterschiede zwischen den Gruppen zu erhalten. Eine höhere Abhängigkeit von der Sprunggelenkstrategie für das Erhalten des Gleichgewichts scheint die Konsequenz der Versteifung des Hüftgelenks durch eine erhöhte Aktivierung der Muskulatur bei Personen mit NSLBP zu sein. Eine steifere Hüft-Lenden-Region resultiert in höheren Auslenkungen des CoP bei anspruchsvolleren Bedingungen, da die Kompensation von Störungen in dieser Region eingeschränkt ist. Die Hüftstrategie wird der Literatur zufolge vor allem bei großen und starken Störungen des Gleichgewichts genutzt (Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Dies erklärt, warum die Unterschiede deutlicher werden, wenn bei Perturbation die Verschiebung des Equilibriums größer ist.

Nichtsdestotrotz gibt es Limitationen der Literaturanalyse. Das Alter der Studienteilnehmer, die Definition von Fällen und Kontrollen, die Schmerzdauer sowie die Schmerzintensität unterschieden sich zwischen den Studien. Durch die Betrachtung und Bewertung der Auswahl von Fällen und Kontrollen in der methodischen Beurteilung der Studien sowie durch die Berücksichtigung der Vergleichbarkeit der anderen Einflussgrößen wie Schmerzdauer und -intensität, wurde versucht, die Ergebnisse zu spezifizieren. Die Vergleichbarkeit der Ergebnisse wird außerdem durch die unterschiedlichen Erhebungsmethoden der Studien eingeschränkt, was die Testsituation, die Datenerhebung und die Datenauswertung betrifft. Beispielsweise unterschieden sich die Anweisungen für die Studienteilnehmer in den Studien. In manchen Studien hatten die Studienteilnehmer die Anweisung so ruhig wie möglich stehen, in anderen wiederum war die Anweisung, entspannt zu stehen. Ein weiteres Beispiel ist die Standardisierung der Fußposition. Unterschiedliche Standbreiten wurden genutzt, da es keine Empfehlung für eine Standbreite gibt, bei der die Daten besonders reliabel sind (Ruhe, Fejer, & Walker, 2010). Um bessere Vergleiche

zu ermöglichen, ist eine Standardisierung notwendig. Standardisierte Prozesse würden helfen, die Verbindung zwischen NSLBP und motorischer Kontrolle aufzuklären. Zusätzlich schränkt das Testen im experimentellen Setting die Übertragbarkeit der Ergebnisse auf natürliches Stehen ein. Stehen im Labor könnte sich vom natürlichen Stehen unterscheiden, da sich die Studienteilnehmer unter Beobachtung stärker auf die Art und Weise konzentrieren, wie sie stehen.

Ein weiterer Punkt, der zu diskutieren ist, ist die methodische Qualitätsbewertung der eingeschlossenen Studien. Die NOS wurde genutzt, da sie empfohlen wurde (Deeks et al., 2003). Allerdings war die Berichterstattung zu den Schlüsselkriterien unvollständig und zwei Kriterien wurden in keiner der Studien erwähnt. Die NOS scheint somit eine Idealvorstellung, die zurzeit von den Studien nicht erfüllt wird. Möglicherweise müssen die Standards der methodologischen Berichterstattung modifiziert werden. Bei der Bewertung wurde ein konservativer Ansatz in der Schätzung der Studienqualität verfolgt, was bedeutet, dass keine Punkte gezählt wurden, unabhängig davon, ob ein Kriterium nicht berichtet oder nicht erfüllt wurde. Folglich könnte die methodologische Qualität durch insuffizientes Berichten, ohne dass Design oder Methodik unzureichend waren, unterschätzt worden sein.

Die Ergebnisse dieser Literaturanalyse zeigen, dass es Unterschiede in der motorischen Kontrolle zwischen Personen mit und ohne NSLBP beim ruhigen Stehen gibt, besonders in Situationen mit höheren Anforderungen. Wie in diesem Abschnitt angedeutet wurde, existieren Studien, die ebenfalls einen Unterschied zwischen den Gruppen in Standsituationen mit externer Perturbation finden. Um mehr über die motorische Kontrolle zu lernen wäre es interessant, zukünftig solche Bedingungen mit höheren Anforderungen genauer zu untersuchen.

### **3.1.5 Zusammenfassung**

Personen mit und ohne NSLBP unterscheiden sich in bestimmten Parametern der motorischen Kontrolle. Auch wenn es für keinen der Parameter einzeln gesehen eine hohe Evidenz gibt, so passen die Befunde der direkten Messung

der neuromuskulären Aktivität via EMG und die der Messung der resultierenden Biomechanik zusammen. Eine veränderte posturale Kontrolle konnte bei Personen mit NSLBP festgestellt werden. Diese äußert sich durch eine Versteifung der Becken-Lenden-Region mittels erhöhter muskulärer Aktivität der Hüft- und Rumpfmuskulatur, mehr Einsatz von Sprunggelenksstrategie zum Erhalten des Gleichgewichts und höheren CoP-Verlagerungen bei erhöhten Anforderungen. Die variable Aktivierung und Anpassung an Bewegungen ist eingeschränkt bei Personen mit NSLBP. Therapeutische Interventionen sollten hier ansetzen und eine Normalisierung der muskulären Aktivität sowie eine Verbesserung der Hüftbeweglichkeit zur besseren Balancekontrolle zum Ziel haben.

### **3.2 Unterschiede in der motorischen Kontrolle beim Gehen<sup>3</sup>**

#### **3.2.1 Einleitung**

Unspezifische Schmerzen im unteren Rücken (NSLBP) führen zu hohen sozioökonomischen Kosten und somit zu einer großen Belastung für das Gesundheitssystem (Dagenais, Caro, & Haldeman, 2008). Nachdem die Literatur zur veränderten motorischen Kontrolle beim Stehen untersucht wurde, wird in einem nächsten Schritt nun eine Alltagsbewegung mit höheren Ansprüchen an die motorische Kontrolle betrachtet.

Eine eingeschränkte motorische Kontrolle wirkt sich gerade bei Alltagsbewegungen durch die ständige Wiederholung besonders aus. Das Gehen ist eine der am häufigsten durchgeführten Bewegungen. Daher konzentriert sich die Arbeit im Folgenden auf die Untersuchung motorischer Einschränkungen in Bezug auf Aktivierungsmuster und die resultierende Biomechanik von Personen mit unspezifischen NSLBP beim Gehen. Wie bereits erwähnt, gehen Hodges und Tucker (2011) davon aus, dass Veränderungen auf verschiedenen Ebenen des motorischen Systems ablaufen. Eine Umverteilung der Aktivität innerhalb eines Muskels und zwischen verschiedenen Muskeln geht da-

---

<sup>3</sup> Eine abgeänderte Version dieses Kapitels wurde bereits veröffentlicht:

Koch, C. & Hänsel, F. (2018). Chronic non-specific low back pain and motor control during gait-A systematic review. *Frontiers in Psychology*, 9, 2236.

bei einher mit Veränderungen des mechanischen Verhaltens. Allerdings können diese durch Schmerz, Verletzung, Bedrohung oder Instabilität hervorgerufenen Veränderungen, die kurzzeitig als Schutzstrategie dienen, langfristig Konsequenzen wie die Überlastung bestimmter Strukturen mit sich bringen. Somit bleibt der Schmerz bestehen, obwohl der ursprüngliche Auslöser nicht mehr vorhanden ist (Hodges & Tucker, 2011).

Zu Unterschieden der motorischen Kontrolle zwischen Personen mit und ohne NSLBP beim Gehen existieren zurzeit nur wenige Reviews. Eines ist das von Ghamkhar und Kahlaee (2015) mit acht Studien, die ausschließlich Unterschiede in der muskulären Aktivierung analysierten. Ein Review, das die Unterschiede zwischen den Gruppen auf kinematischer Ebene untersucht, um ein vollständiges Bild der motorischen Kontrolle zu erhalten, konnte nicht gefunden werden. Diese systematische Literaturanalyse beschäftigt sich daher mit der Frage, was die Unterschiede in der motorischen Kontrolle beim Gehen zwischen Personen mit und ohne NSLBP sind. Um diese Unterschiede zu untersuchen, wurden analog zu dem Vorgehen beim Stehen speziell Fall-Kontroll-Studien eingeschlossen, die Personen mit und ohne unspezifische NSLBP untersuchen. Das Ziel ist es, eine systematische Übersicht über die Unterschiede zwischen Personen mit und ohne NSLBP auf neuromuskulärer und biomechanischer Ebene zu geben.

### **3.2.2 Methode**

Für die Erstellung dieser Übersicht wurde analog zum in Kapitel 3.1 dargestellten Prozess vorgegangen. Zunächst wurde in sechs Datenbanken (Medline, SportDiscus, PsychInfo, PsychArticles, EMBASE, Scopus) von 2000 bis Januar 2018 nach folgenden Schlagworten gesucht: "Low back pain" ODER "lumbar pain" UND ("motor control" ODER "coordination" ODER "movement disorder" ODER "variability" ODER "stability" ODER "proprioception" ODER "muscle activation" ODER "electromyography" ODER "kinematics" ODER "center of pressure" ODER "range of motion" ODER "muscle activity") NICHT ("invasive" ODER "spinal stenosis" ODER "injury" ODER "case study" ODER "disc herniation" ODER "fractures" ODER "amputation" ODER "taping" ODER "strength" ODER "metabolic"). Auch hierbei wurde eine zweite Suche mit den



Schlagworten “low back pain” ODER “lumbar pain” UND “gait”, “walking” oder “running” durchgeführt. Die Literaturlisten der eingeschlossenen Studien wurden zusätzlich nach passenden Studien durchsucht. Gesucht wurde nach Artikeln auf Englisch oder Deutsch.

### *Studienauswahl*

Die gefundenen Studien wurden zunächst anhand von Titel und Abstract nach den In- und Exklusionskriterien sortiert. Artikel wurden eingeschlossen, wenn Personen mit NSLBP mit gesunden Kontrollen bezüglich eines Parameters der motorischen Kontrolle während des Gehens oder Laufens verglichen wurden. Exklusionskriterien waren: externe Störungen während des Gehens, eine Stichprobe aus professionellen Athleten, physiotherapeutische Interventionen, spezifischer Rückenschmerz (z. B. mit der Diagnose eines Bandscheibenvorfalles, Schwangerschaft, vorausgegangener Amputation), operierte Studienteilnehmer, Evaluation einer medizinischen Behandlung oder eines Systems, Studien ohne Kontrollgruppe oder andere Reviews.

### *Qualität der Studien*

Wie im vorherigen Kapitel 3.1 wurde eine modifizierte Version der Newcastle-Ottawa Skala (NOS) (Wells et al., 2000) verwendet, die eigens für Fall-Kontroll-Studien konzipiert wurde. Zusätzlich wurde die Skala um drei Fragen des “Quality Assessment Tool for Quantitative Studies of the Effective Public Health Practice Project” (Thomas, 2003) zur Methode der Datenerhebung ergänzt. Zwei weitere Fragen wurden entsprechend der Fragestellung angepasst (siehe Anhang). Die Fragen unterteilen sich in drei Kategorien: 1. Auswahl der Fälle und Kontrollen, 2. Vergleichbarkeit und 3. Datenerhebung. In den zehn Fragen des finalen Bewerbungsbogens konnten bestenfalls 12 Punkte erreicht werden. Bei acht Fragen konnte je maximal ein Punkt und bei zwei Fragen konnten je zwei Punkte erreicht werden. Die zehn Fragen des Bewertungsbogens konnten als positiv (“ja”) als negativ (“nein”) oder als unbekannt (“keine Beschreibung”) bewertet werden. In der abschließenden Bewertung der Studien wurde jedoch zwischen einer negativen oder unbekann-

ten Bewertung nicht unterschieden; beides ergab keinen Punkt. Die Bewertung erfolgte unabhängig durch zwei Personen (Cathrin Koch und Grit Henzel). Unterschiede wurden diskutiert und, wenn nötig, mit Hilfe einer dritten Person (Frank Hänsel) geklärt.

Eine Bewertung der Evidenz erfolgte, wie im vorherigen Kapitel 3.1 beschrieben, modifiziert nach van Tulder et al. (2003).

#### *Datenextraktion*

Die Datenextraktion wurde unabhängig von zwei Personen durchgeführt. Unstimmigkeiten wurden von einer dritten Person geklärt. Dabei wurden Kriterien wie Fragestellung, Stichprobencharakteristik, Inklusions-/Exklusionskriterien, Versuchsbedingungen, Messequipment, Variablen und Ergebnisse aus der Volltextversion der Artikel herausgearbeitet.

### **3.2.3 Ergebnisse**

#### *Literaturrecherche*

Insgesamt wurden durch die erste Suche 2820 Artikel identifiziert, nachdem Duplikate gelöscht wurden (siehe Abbildung 7). Diese Artikel wurden nach Titel und Abstract entsprechend der In- und Exklusionskriterien und im Hinblick auf Gehen/Laufen überprüft. Diese Strategie der Überprüfung nach "Gehen/Laufen" wurde gewählt, um passende Artikel nicht durch diese Einschränkung zu verpassen. Zusätzlich wurde eine zweite Suche mit den im Abschnitt "Suchstrategie" beschriebenen Schlagwörtern durchgeführt. Hierbei konnten fünf relevante Artikel aus denselben Datenbanken gefunden werden. Nach weiterer Analyse der Artikel mussten fünf Artikel ausgeschlossen werden, da eine Kontrollgruppe fehlte, oder kein Gang untersucht wurde. Letztendlich wurden 31 Artikel, die Unterschiede zwischen Personen mit und ohne NSLBP in der motorischen Kontrolle beim Gehen untersuchen, in die systematische Übersichtsarbeit eingeschlossen.

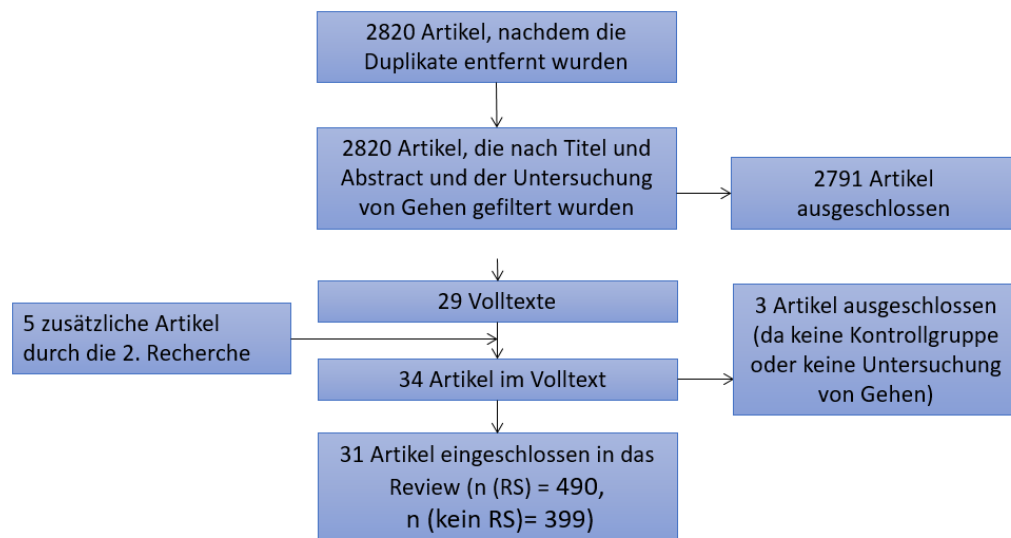


Abbildung 7: Flussdiagramm der Studienselektion beim Gehen

### Studienqualität

Eine maximale Punktzahl von zwölf Punkten konnte bei der Qualitätsbeurteilung erreicht werden. Eine Bewertung von mehr als acht wurde als qualitativ hoch eingestuft. Wie in Tabelle 3 zu sehen, waren neun Punkte der höchste Wert, der in drei Studien erreicht wurde (Ebrahimi et al., 2017; van der Hulst, Vollenbroek-Hutten, Rietman, & Hermens, 2010; van der Hulst, Vollenbroek-Hutten, Rietman, Schaake, et al., 2010). Weitere drei Studien (Gombatto et al., 2015; Vogt et al., 2003; Zahraee et al., 2014) waren von hoher Qualität. Vierzehn Artikel (Christe et al., 2017; S. H. Kim et al., 2017; Lamothe, Daffertshofer, et al., 2006; Lamothe, Meijer, et al., 2006; Lee et al., 2007; Newell & van der Laan, 2010; Pakzad et al., 2016; Arjunan et al., 2010; Prins et al., 2016; Seay et al., 2011a; Selles et al., 2001; Taylor et al., 2003; Taylor et al., 2004; Vogt et al., 2001) erreichten sechs oder sieben Punkte. Weitere elf Artikel (Crosbie et al., 2013; Hamacher et al., 2016; Hamacher et al., 2014; Hanada et al., 2011; T. Kim & Chai, 2015; Lamothe et al., 2002; Mancioni et al., 2017; R. Müller et al., 2015; Seay et al., 2011b, 2014; van den Hoorn et al., 2012) zeigten Einschränkungen in der Qualität, da kein Matching der Gruppen genutzt oder die Stichprobe nicht ausreichend definiert wurde. Es fällt auf, dass zwei Kriterien in keiner der Studien berichtet wurden. Keiner der Artikel gab Aufschluss darüber, ob die Studienauswerter die Gruppenzugehörigkeit

der Studienteilnehmer kannten (Frage acht). Auch die non-response Rate wurde in keiner Studie berichtet (Frage zehn).

Tabelle 3: Qualitätsbeurteilung der Studien zum Gehen

Studie	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Bewertung
Christe et al. (2017)	1	k	k	1	2	1	1	k	1	k	7
Crosbie et al. (2013)	2	k	k	0	0	1	1	k	1	k	5
Ebrahimi et al. (2017)	2	k	1	1	2	1	1	k	1	k	9
Gombatto et al. (2015)	1	0	1	1	2	1	1	k	1	k	8
Hamacher et al. (2014)	0	k	1	k	1	1	1	k	1	k	5
Hamacher et al. (2016)	1	k	1	k	0	1	1	k	1	k	5
Hanada et al. (2011)	1	0	1	k	k	1	1	k	1	k	5
T. Kim und Chai (2015)	0	k	k	k	2	1	1	k	1	k	5
S. H. Kim et al. (2017)	0	k	1	k	2	1	1	k	1	k	6
Lamoth et al. (2002)	1	0	k	1	0	1	1	k	1	k	5
Lamoth, Meijer, et al. (2006)	2	0	1	1	0	1	1	k	1	k	7
Lamoth, Daffertshofer, et al. (2006)	2	k	k	1	0	1	1	k	1	k	6
Lee et al. (2007)	1	0	k	0	2	1	1	k	1	k	6
Manciopi et al. (2017)	1	k	k	1	0	1	1	k	1	k	5
R. Müller et al. (2015)	k	k	k	k	2	1	1	k	1	k	5
Newell und van der Laan (2010)	1	k	k	0	2	1	1	k	1	k	6
Pakzad et al. (2016)	1	k	k	1	2	1	1	k	1	k	7
Arjunan et al. (2010)	2	0	k	1	0	1	1	k	1	k	6
Prins et al. (2016)	1	k	1	1	0	1	1	k	1	k	6
Seay et al. (2014)	1	k	k	1	0	1	1	k	1	k	5
Seay et al. (2011a)	1	0	1	1	0	1	1	k	1	k	6
Seay et al. (2011b)	1	k	k	1	0	1	1	k	1	k	5
Selles et al. (2001)	2	k	k	1	k	1	1	k	1	k	6
Taylor et al. (2003)	1	k	k	0	2	1	1	k	1	k	6
Taylor et al. (2004)	1	k	k	0	2	1	1	k	1	k	6
van den Hoorn et al. (2012)	1	0	1	0	0	1	1	k	1	k	5
van der Hulst, Vollenbroek-Hutten, Rietman, Schaaake, et al. (2010)	2	1	1	0	2	1	1	0	1	k	9
van der Hulst, Vollenbroek-Hutten, Rietman und Hermens (2010)	2	1	1	0	2	1	1	0	1	k	9
Vogt et al. (2001)	2	0	1	0	0	1	1	k	1	k	6
Vogt et al. (2003)	2	0	1	1	1	1	1	k	1	k	8
Zahraee et al. (2014)	1	0	1	1	2	1	1	k	1	k	8

*Anmerkungen.* Fragen: 1 Adäquate Fall-Definition; 2 Repräsentativität der Fälle; 3 Auswahl der Kontrollen; 4 Definition der Kontrollen; 5 Vergleichbarkeit von Fällen und Kontrollen; 6 Validität der Datenerhebung; 7 Reliabilität der Datenerhebung; 8 Verblindung der Versuchsleiter; 9 Gleiche Methode der Erhebung für Fälle und Kontrolle; 10 Berichten der Non-response-Rate; Evaluation: 1 "Ja"; 0 "Nein"; k "nicht berichtet"; 2 „Mehr als Standard“.

### *Studienklassifikation*

In den eingeschlossenen Studien wurden insgesamt 889 Personen untersucht (NSLBP: 490, Gesunde: 399). Alle Studienteilnehmer waren volljährig. Die Stichprobengröße variierte zwischen vier (Arjunan et al., 2010) und 59 (van der Hulst, Vollenbroek-Hutten, Rietman, & Hermens, 2010) Studienteilnehmern. Unspezifische Rückenschmerzen hatten die Personen der NSLBP-Gruppen für mindestens zwei Monate (T. Kim & Chai, 2015) bis hin zu chronischen Schmerzen für mehr als acht Monate (Hanada et al., 2011). In vier Studien wurde lediglich ein Geschlecht untersucht. In zwei dieser Studien wurden lediglich Frauen (Anders et al., 2005; Zahraee et al., 2014) untersucht, in den anderen beiden lediglich Männer (Arjunan et al., 2010; Vogt et al., 2001). Um die Stärke der Schmerzen zu quantifizieren, wurde die VAS (18-mal: Crosbie et al., 2013; Hamacher et al., 2016; Lamothe, Meijer, et al., 2006; Lamothe et al., 2002; Mancio et al., 2017; R. Müller et al., 2015; Arjunan et al., 2010; Prins et al., 2016; Seay et al., 2011a, 2011b, 2014; Taylor et al., 2004; van den Hoorn et al., 2012; van der Hulst, Vollenbroek-Hutten, Rietman, & Hermens, 2010; van der Hulst, Vollenbroek-Hutten, Rietman, Schaake, et al., 2010; Vogt et al., 2003; Vogt et al., 2001; Zahraee et al., 2014) und die numerische Bewertungsskala (dreimal: Christe et al., 2017; Ebrahimi et al., 2017; Pakzad et al., 2016) genutzt.

Um Einschränkungen zu bestimmen, wurde der Ostwestry Disability Index (ODI) (elfmal: Christe et al., 2017; Ebrahimi et al., 2017; Gombatto et al., 2015; S. H. Kim et al., 2017; Pakzad et al., 2016; Arjunan et al., 2010; Seay et al., 2011a, 2011b, 2014; Vogt et al., 2003; Vogt et al., 2001) und Roland-Morris-Fragebogen (siebenmal: Crosbie et al., 2013; Hanada et al., 2011; S. H. Kim et al., 2017; Lamothe, Meijer, et al., 2006; Taylor et al., 2004; van der Hulst, Vollenbroek-Hutten, Rietman, & Hermens, 2010; van der Hulst, Vollenbroek-Hutten, Rietman, Schaake, et al., 2010) genutzt.

In den Artikeln wurden verschiedene Parameter aus den Daten von Kraftmessplatten, EMG-Systemen und Bewegungsanalysedaten berechnet. Bei den EMG-Daten wurden die EMG-Amplitude, die mittlere quadratische Wurzel der

EMG-Aktivität, Kreuzkorrelationen, Muskellatenzzeiten sowie Aktivierungszeitpunkte bestimmter Muskeln untersucht. Die Bewegungsanalyse wurde genutzt, um Gelenkwinkel, das Bewegungsausmaß, die Schrittlänge, die Bewegungsamplitude und koordinative Muster des Gangs zu bestimmen.

In 18 der eingeschlossenen Studien wurde das Gehen oder Laufen auf dem Laufband analysiert, während in 13 Studien das Gehen auf einer Bahn untersucht wurde. In manchen Studien gingen die Studienteilnehmer auch auf unebenem oder erhöhtem Untergrund (R. Müller et al., 2015), um den propriozeptiven Input zu stören. Zusätzliche kognitive Aufgaben (Hamacher et al., 2014) wurden ebenfalls genutzt, um die Bedingungen zu erschweren.

### *Synthese der Ergebnisse*

Die Ergebnisse wurden zur besseren Übersicht in die Kategorien biomechanische und neuromuskuläre Daten unterteilt. Zu Beginn jedes Abschnitts werden die Ergebnisse dargestellt. Anschließend wird auf die Störvariablen eingegangen, um mögliche Gründe für inkonsistente Ergebnisse zu betrachten. Eine Übersicht zu den Inhalten der Studien ist in Tabelle 4 zu sehen.

Tabelle 4: Übersicht der Studien zum Gehen

Studie	Stichprobe	Bedingungen	Untersuchte Variablen	Hauptergebnisse
Arjunan, Kumar, Poon, Rudolph und Hu (2010)	4 LBP (39 Jahre); 9 Kontr. (29.8 Jahre)	Gehen (4km/h) und Laufen (8km/h) auf dem Laufband	Varianz der EMG Amplitude, Veränderung der Varianz	Keine Unterschiede beim Gehen, größerer Anstieg der Varianz beim Laufen bei LBP
Christe, Kade, Jolles und Favre (2017)	10 LBP (38.7 Jahre) 11 Kontr. (36.7 Jahre), gematcht nach Alter, Geschlecht und BMI	Gehen auf 10m-Bahn mit selbstgewählter Geschwindigkeit	Selbstgewählte Geschwindigkeit, spinale Gelenkwinkel	Kein Unterschied in der Ganggeschwindigkeit; geringerer Bewegungsumfang in der LWS und BWS bei LBP
Crosbie, de Faria Negrão Filho, Nascimento und Ferreira (2013)	19 LBP (34.0 Jahre); 19 Kontr. (28.6 Jahre)	Gehen auf 8,5m-Bahn mit präferierter Geschwindigkeit und so schnell wie komfortabel möglich	ROM, Winkelveränderungen, Bewegungskoordination	LBP reduzierte Beckenneigung und Hüftbeugung; LBP geringere Phasenverschiebung
Ebrahimi, Kamali, Razeghi und Haghpanah (2017)	10 LBP (29.8 Jahre); 10 Kontr. (29.6 Jahre) gematcht nach Alter, Geschlecht, Größe und Gewicht	Barfuß Gehen auf 8m-Bahn	Präferierte Geschwindigkeit; Bewegungskoordination	Kein Unterschied in der Ganggeschwindigkeit; LBP mehr In-Phasen-Koordination
Gombatto et al. (2015)	18 LBP (28.1 Jahre); 18 Kontr. (27.6 Jahre)	Gehen auf 10m-Bahn mit 1.2 m/sec	Gelenkwinkel der WS; Geschwindigkeit, Schrittlänge, Schrittdauer	LBP weniger Rotation in Transversalebene; keine Unterschiede in den anderen Parametern
Hamacher, Hamacher und Schega (2014)	12 LBP (51 Jahre); 12 Kontr. (51 Jahre)	Gehen auf 25m-Bahn, mit und ohne kognitive Aufgabe	Schritt-zu-Schritt-Variabilität, Kosten der Zweifach-Aufgabe	LBP höhere Variabilität bei Zweifachaufgabe und höhere Kosten durch kognitive Aufgabe
Hamacher, Hamacher, Herold und Schega (2016)	12 LBP (57 Jahre); 12 Kontr. (55 Jahre)	Gehen auf 25m-Bahn, mit und ohne kognitive Aufgabe	Schritt-zu-Schritt-Variabilität, Schrittlänge, minimale Clearance	LBP höhere Variabilität bei Zweifachaufgabe; keine Unterschiede in den minimaler Clearance
Hanada, Johnson und Hubley-Kozey (2011)	9 LBP (61.4 Jahre); 9 Kontr. (64.9 Jahre)	Gehen auf Bahn mit selbstgewählter Geschwindigkeit	Unterstützungsfläche, Geschwindigkeit, Schrittlänge, EMG-Amplituden	LBP größere Unterstützungsfläche, keine Unterschiede in den anderen Gangparametern; LBP höhere Aktivierung des ES und geringere des RA



Studie	Stichprobe	Bedingungen	Untersuchte Variablen	Hauptergebnisse
<b>T. Kim und Chai (2015)</b>	10 LBP (21.4 Jahre); 10 Kontr. (21.5 Jahre); gematcht nach Alter und Geschlecht	Gehen auf 10 m-Bahn mit Gewicht bei 3.5, 4.5, und 5.5 km/h	CRP	LBP mehr antiphasische Koordination bei Geschwindigkeitsänderungen
<b>S. H. Kim, Park und Kwon (2017)</b>	30 LBP (15 LBP geringe Intensität (22.6 Jahre), 15 LBP hohe Intensität (23.5 Jahre)); 15 Kontr. (22.5 Jahre) gematcht nach Alter und Geschlecht	Gehen auf Bahn mit selbstgewählter Geschwindigkeit	Mittlere Aktivität des RA, EO, IO	LBP beide Gruppen verringerte Aktivität des rechten IO, keine Unterschiede in den anderen Muskeln
<b>Lamoth et al. (2002)</b>	39 LBP (38 Jahre); 19 Kontr. (41 Jahre)	Gehen auf Laufband mit steigender Geschwindigkeit von 1.4km/h bis 5.4km/h	Geschwindigkeit, ROM, kontinuierliche relative Fourir-phase, gewichtete Kohärenz	LBP geringere Geschwindigkeit, keine Unterschiede im ROM, LBP höherer Anstieg der RFP mit steigender Geschwindigkeit und stärkere Kohärenz zwischen Becken und Thorax
<b>Lamoth, Meijer, Daffertshofer, Wuismann und Beek (2006)</b>	19 CLBP (38 Jahre); 14 Kontr. (31 Jahre)	Gehen auf Laufband mit selbstgewählter Geschwindigkeit sowie zwischen 1.4 und 7.0 km/h	Geschwindigkeit, Schrittlänge, Rotations-amplituden, CRP, mittleres EMG	LBP geringere Geschwindigkeit und kürzere Schrittlänge, keine Unterschiede in Rotations-amplituden, geringere Variabilität der LBP-Rotationsamplituden, mittlere EMG-Amplitude höher
<b>Lamoth, Daffertshofer, Meijer und Beek (2006)</b>	12 LBP (26.8 Jahre); 12 Kontr. (30 Jahre)	Gehen auf Laufband mit selbstgewählter und mit steigender Geschwindigkeit von 1.4km/h bis 5.4km/h	Geschwindigkeit, Schrittlänge, CRP, Koordination des Rumpfs, ES Aktivität	LBP geringere Geschwindigkeit und kürzere Schrittlänge, höhere Variabilität in Becken-Thorax-Rotation und bei höheren Geschwindigkeiten Veränderung zu mehr Antiphasen reduziert; keine Unterschiede in Aktivierungsmustern ES geringere Aktivität bei Geschwindigkeit-Änderungen, aber frühere maximale Aktivität
<b>Lee, Simmonds, Etnyre und Morris (2007)</b>	20 LBP (46.0 Jahre); 20 Kontr. (46.4 Jahre); gematcht nach Alter und Geschlecht	Gehen auf Bahn mit präferierter Geschwindigkeit und schnellstmöglich	Geschwindigkeit; GRF	LBP geringere Geschwindigkeit, keine Unterschiede bei GRF
<b>Manciopi, Rinaldi und Moraes (2017)</b>	15 LBP (31.9 Jahre); 15 Kontr. (30.3 Jahre)	Barfuß Gehen auf Bahn mit und ohne Greifbewegung	Geschwindigkeit, Koaktivierung des ES, dynamische Stabilität	LBP geringere Geschwindigkeit mit Greifbewegung, erhöhte Koaktivierung unter vergrößerter Unterstützungsfläche

Studie	Stichprobe	Bedingungen	Untersuchte Variablen	Hauptergebnisse
R. Müller, Er-telt und Blickhan (2015)	11 LBP (38.2 Jahre); 11 Kontr. (38.5 Jahre); gematcht nach Alter, Geschlecht, Größe und Gewicht	Gehen auf 17m-Bahn mit selbstgewählter Gehwindigkeit gehend und laufend, dann mit Erhebung bei 1. Kontakt	Geschwindigkeit, Schrittlänge, GRF, Rotationsamplituden, Gelenkwinkel	LBP geringere Geschwindigkeit; kein Unterschied in Schrittlänge, geringere GRF, geringere Beckenrotation, Knie mehr gestreckt beim 2. Kontakt
Newell und van der Laan (2010)	12 LBP (28 Jahre); 12 Kontr. (27 Jahre)	Gehen auf Laufband bei präferierter, dann bei vorgegebenen Geh-schwindigkeiten	Geschwindigkeit, Schrittlänge	keine Unterschiede in Geschwindigkeit und Schrittlänge
Pakzad, Fung und Preuss (2016)	30 LBP (33.3 Jahre); 15 Kontr. (33.1 Jahre) gematcht nach Alter und Geschlecht	Gehen auf Laufband bei selbstgewählter Geh-schwindigkeit	EMG Aktivität RA, EO, ES, LM	LBP höhere Amplitude des LM und rechten RA
Prins, van der Wurff, Meijer, Bruijn nd van Dieen (2016)	15 LBP (34 Jahre); 15 Kontr. (33 Jahre)	Gehen auf dem Lauf-band bei 3.8 km/h;	Segmentale Rotation	Keine Unterschiede zwischen den Gruppen
Seay, Van Emmerik und Hamill (2011a)	14 LBP (35.71 Jahre); 14 Kontr. (29.9 Jahre)	Gehen auf Laufband bei präferierte Geschwin-digkeit dann bei 0,8m/s bis 3,8m/s	Geschwindigkeit, ROM, rela-tive Bewegung WS und Becken	Keine Unterschiede in der Geschwindigkeit, LBP mehr axiale Rotation als Kontr., größeren Anstieg der Rotationsamplitude mit höheren Geschwindig-keiten und mehr Inphase
Seay, Van Emmerik und Hamill (2011b)	14 LBP: 14 (35.71 Jahre); 14 Kontr. (29.9 Jahre)	Laufen auf dem Lauf-band zwischen 2.3 m/s und 3.8 m/s;	CRP, CRP Variabilität	LBP mehr In-phase als Kontr. Beim Gehen und als beide anderen Gruppen beim Laufen, und eine geringere Variabilität der CRP beim Laufen
Seay, Van Emmerik und Hamill (2014)	14 LBP (35,71 Jahre); 14 Kontr. (29,9 Jahre)	Laufen auf dem Lauf-band zwischen 2,3m/s und 3,8 m/s;	CRP, CRP Variabilität	LBP geringere CRP unabhängig von Geschwin-digkeit, keine Unterschiede in der CRP-Variabilität
Selles, Wagenaar, Smit und Wuisman (2001)	6 LBP (30 Jahre); 6 Kontr. (30 Jahre)	Gehen auf Laufband bei präferierter Geschwin-digkeit, dann bei 0.17 bis 1.5 m/s	Geschwindigkeit, Bewe-gungskoordination, Symmet-rie des Gangs	LBP reduzierte Geschwindigkeit, mehr In-phase und steigende Asymmetrie der Gangphasen rechts und links

Studie	Stichprobe	Bedingungen	Untersuchte Variablen	Hauptergebnisse
<b>Taylor, Evans und Goldie (2003)</b>	8 LBP (33.5 Jahre) 8 Kontr. (33.3 Jahre); gematcht nach Alter, Geschlecht und Größe	Gehen auf 10m-Bahn mit präferierter Geschwindigkeit, dann auf dem Laufband 40 % schneller	Gelenkwinkel, Schrittlänge, Schrittfrequenz	Kein Unterschied in Gelenkwinkeln, größerer Anstieg der Beckenbewegung bei akutem Schmerz und gelöstem Schmerz, keine Unterschiede in Schrittlänge und -frequenz
<b>Taylor, Goldie und Evans (2004)</b>	12 LBP (38.6 Jahre) 11 Kontr. (39.0 Jahre); gematcht Alter, Geschlecht und Größe	Gehen auf 10m-Bahn mit präferierter Geschwindigkeit, dann auf Laufband mit dieser Geschwindigkeit	Geschwindigkeit, Schrittfrequenz, Gelenkwinkel	LBP geringere Geschwindigkeit und geringere Schrittlänge, kein Unterschied in der Schrittfrequenz, negative Korrelation zwischen Schmerz und Bewegungsamplituden
<b>van den Hoorn, Bruijn, Meijer, Hodges und van Dieen (2012)</b>	13 LBP (35.3 Jahre); 12 Kontr. (32.2 Jahre)	Gehen auf Laufband, dann auf 10 m-Bahn mit präferierter Geschwindigkeit, dann zwischen 0.5 und 1.72 m/s	Geschwindigkeit, Schrittlänge, Schrittdauer, segmentale Rotation	LBP geringere Geschwindigkeit, keine Unterschiede in Schrittlänge und -frequenz, keine Unterschiede in Rotation zwischen Becken und Thorax, LBP geringere segmentale Rotation
<b>van der Hulst, Vollenbroek-Hutten, Rietman und Hermens (2010)</b>	59 LBP (41 Jahre); 32 Kontr. (40 Jahre); gematcht nach Alter, Geschlecht und BMI	Gehen auf Laufband bei 1.4 bis 5.4 km/h,	SRE (ES/RA/EO)	LBP höhere SRE-Werte des ES und RA, kein Unterschied beim EO
<b>van der Hulst, Vollenbroek-Hutten, Rietman, Schaake, et al. (2010)</b>	59 LBP (41 Jahre), 32 Kontr. (40 Jahre); gematcht nach Alter, Geschlecht und BMI	Gehen auf dem Laufband bei 1.4 bis 5.4 km/h	SRE (ES/RA/EO), Dauer der Schritt- und Standphase	LBP höhere SRE-Werte des ES, sonst keine Unterschiede
<b>Vogt, Pfeifer, Portscher und Banzer (2001)</b>	34 LBP (34.2 Jahre); 22 Kontr. (32.1 Jahre)	Gehen auf dem Laufband bei 4.5 km/h	Schrittdauer, Winkelveränderungen, Schritt-zu-Schritt-Variabilität	LBP geringere Schrittdauer und höhere Schritt-zu-Schritt-Variabilität, kein Unterschied in den Winkelveränderungen

Studie	Stichprobe	Bedingungen	Untersuchte Variablen	Hauptergebnisse
<b>Vogt, Pfeifer und Banzer (2003)</b>	17 LBP (36.3 Jahre); 16 Kontr. (33.7 Jahre); ge- matcht nach Alter	Gehen auf dem Lauf- band bei 1.25 m/s	ROM, Schrittdauer, EMG Aktivität	LBP geringer ROM der Hüfte und kürzere Schritt- dauer, frühere und längere Aktivität des ES
<b>Zahraee, Karimi, Mostamand und Fatoye (2014)</b>	20 LBP (41.6 Jahre); 20 Kontr. (40.2 Jahre); ge- matcht nach Alter und Größe	Gehen auf 8.5 m-Bahn mit präferierter Ge- schwindigkeit	Geschwindigkeit, Schrittfre- quenz, Schrittlänge, GRF	Kein Unterschied in Geschwindigkeit, Schritt- länge und -frequenz, LBP geringere GRF
<b>Anmerkungen.</b> LBP: Personen mit Rückenschmerz; Kontr.: Kontrollgruppe GRF Bodenreaktionskraft; ROM: Bewegungsausmaß; CRP: kontinuierliche relative Phase; RFT: relative Fourirphase; RMS: mittlere Quadratwurzel; SRE: gemittelt gleichgerichtetes EMG; WS: Wirbelsäule; ES: M. erector spinae; GM: M. gluteus medius; LM: lumbaler Bereich der M. multifidus; RA: M. rectus abdominis; EO: M. obliquus externus; IO: M. obliquus internus				

### *Ergebnisse der biomechanischen Daten*

Ein biomechanischer Parameter, der häufig untersucht wurde, ist die *präferierte Ganggeschwindigkeit*. In acht (Lamoth, Daffertshofer, et al., 2006; Lamoth, Meijer, et al., 2006; Lamoth et al., 2002; Lee et al., 2007; R. Müller et al., 2015; Selles et al., 2001; Taylor et al., 2004; van den Hoorn et al., 2012) von vierzehn Studien wurde dabei eine geringere Geschwindigkeit für Personen mit NSLBP im Vergleich zur Kontrollgruppe berichtet. Auf der anderen Seite wurde jedoch in sechs Studien (Christe et al., 2017; Ebrahimi et al., 2017; Hanada et al., 2011; Newell & van der Laan, 2010; Seay et al., 2011a; Zahraee et al., 2014) kein Unterschied in der Ganggeschwindigkeit zwischen den Gruppen gezeigt. Zwei der Studien, in denen kein Unterschied gefunden werden konnten, haben eine hohe Qualität (Ebrahimi et al., 2017; Zahraee et al., 2014).

In sechs (Lamoth, Daffertshofer, et al., 2006; Lamoth, Meijer, et al., 2006; Lamoth et al., 2002; Newell & van der Laan, 2010; Selles et al., 2001; van den Hoorn et al., 2012) der 14 Studien wurden die Untersuchungen auf dem Laufband durchgeführt, während in den anderen eine Laufbahn genutzt wurde. In allen Studien, die auf dem Laufband durchgeführt wurden, wird mit einer Ausnahme von Unterschieden in der Ganggeschwindigkeit berichtet. Damit scheint die Gangbedingung das Ergebnis zu beeinflussen. Bezüglich Charakteristika der Studienteilnehmer zeigten sich keine systematischen Unterschiede im Alter und der Schmerzdauer in Bezug auf die unterschiedlichen Ergebnisse. Das durchschnittliche Alter der NSLBP-Gruppe liegt in den meisten Studien bei ca. 38 Jahren. Allerdings gab es eine Studie, in der Personen mit NSLBP während einer akuten Episode getestet wurden (Taylor et al., 2004). In dieser Studie konnte ein Unterschied zwischen den Gruppen festgestellt werden. Da in der Mehrheit der Studien andere Ergebnisse berichtet wurden als in zwei qualitativ hochwertige Studien, gibt es widersprüchliche Evidenz. Es scheint jedoch Hinweise darauf zu geben, dass beim Gehen auf dem Laufband Unterschiede zwischen den Gruppen auftreten.

Es wurden außerdem neun Studien identifiziert, die die *Schrittlänge* untersuchten. In drei dieser Studien (Lamoth, Daffertshofer, et al., 2006; Lamoth, Meijer, et al., 2006; Taylor et al., 2004) wurde eine geringere Schnittlänge in der

NSLBP-Gruppe gezeigt, zumindest wenn die Studienteilnehmer bei einer bestimmten Geschwindigkeit gingen. In den sechs anderen Studien konnte kein Unterschied zwischen den Gruppen gefunden werden (Gombatto et al., 2015; R. Müller et al., 2015; Newell & van der Laan, 2010; Taylor et al., 2003; van den Hoorn et al., 2012; Zahraee et al., 2014). Zwei dieser Studien waren qualitativ hochwertig (Gombatto et al., 2015; Zahraee et al., 2014).

Insgesamt wird in fünf Studien (Lamoth, Daffertshofer, et al., 2006; Lamoth, Meijer, et al., 2006; Newell & van der Laan, 2010; Taylor et al., 2003; van den Hoorn et al., 2012) ein Laufband bei den Messungen verwendet, während in den anderen vier Studien die Studienteilnehmer zumindest für die Erhebung der Schrittlänge bei der präferierten Geschwindigkeit auf einer Bahn gingen (Gombatto et al., 2015; R. Müller et al., 2015; Taylor et al., 2004; Zahraee et al., 2014). Beim Gehen auf dem Laufband sind die Ergebnisse inkonsistent. Beim Gehen auf einer Bahn konnte nur in einer Studie ein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen gefunden werden (Taylor et al., 2004). Das Alter der Studienteilnehmer unterschied sich nicht signifikant zwischen den Studien, in denen ein Unterschied berichtet wurde, und denen, in denen kein Unterschied gezeigt wurde. Bezüglich der Schmerzdauer wurde in zwei Studien (Taylor et al., 2003, 2004) Personen mit akuten Schmerzen getestet. Die Ergebnisse sind inkonsistent. In den anderen Studien war die Schmerzdauer meistens mit mindestens drei Monaten definiert. Daher scheint die Schmerzdauer die Ergebnisse nicht systematisch zu beeinflussen. Aufgrund der Mehrheit an Studien, in denen sich kein Unterschied zeigte, darunter zwei qualitativ hochwertige, gibt es keine Evidenz für einen Unterschied zwischen den Gruppen.

Ein weiterer Schrittparameter, der in drei Studien untersucht wurde, ist die *Schrittdauer*. In zwei Studien (Vogt et al., 2001, 2003) wurde eine kürzere Schrittdauer berichtet. Eine Studie ist qualitativ hochwertig. In einer dritten Studie (van den Hoorn et al., 2012) konnte kein Unterschied gefunden werden. Alle Untersuchungen wurden auf dem Laufband mit Personen mit chronischen NSLBP im Vergleich zu gesunden Personen durchgeführt. Vogt et al. (2001, 2003) analysierten die Schrittdauer bei einer Geschwindigkeit von 1.25 m/s,

während van den Hoorn et al. (2012) Regressionskoeffizienten über 12 verschiedene Geschwindigkeiten zwischen 0.5 m/s und 1.72 m/s berechneten. Die Ergebnisse sind inkonsistent, es gibt jedoch eine Tendenz zu einer kürzeren Schrittdauer (bei einer Geschwindigkeit von 1.25 m/s) bei Personen mit NSLBP im Vergleich zu gesunden Personen.

In weiteren drei Studien wurden *Bodenreaktionskräfte* ausgewertet. In zwei Studien (R. Müller et al., 2015; Zahraee et al., 2014) wurden geringere Bodenreaktionskräfte während des Gehens bei Personen mit NSLBP berichtet, vor allem während der Abdruckphase. Eine der Studien ist von hoher Qualität (Zahraee et al., 2014). In der dritten Studie (Lee et al., 2007) konnten keine Unterschiede zwischen den Gruppen ermittelt werden. Wenn die Personen mit NSLBP jedoch ebenfalls Schmerzen im Bein hatten, konnten auch in dieser Studie geringere Kräfte während der Beladungs- und Abdruckphase gefunden werden (Lee et al., 2007). In allen Studien wurde eine Laufbahn mit integrierter Kraftmessplatte für die Erhebung der Bodenreaktionskräfte genutzt. Das durchschnittliche Alter der Studienteilnehmer und die Definition der Schmerzen unterschied sich nicht systematisch zwischen den Studien. Die Ergebnisse zeigen eine Tendenz, dass die Bodenreaktionskräfte im Speziellen während der Abdruckphase bei Personen mit NSLBP im Vergleich zur Kontrollgruppe geringer sind. Aufgrund der wenigen Studien werden allerdings weitere Studien benötigt, um die Ergebnisse zu bestätigen.

Unter den Studien, die kinematische Parameter erfassen, wurden in elf Studien *Rotationsamplituden* während des Gehens betrachtet. In sieben Artikeln wurde eine geringere Rotationsamplitude bei Personen mit NSLBP (Christe et al., 2017; Crosbie et al., 2013; Gombatto et al., 2015; R. Müller et al., 2015; Seay et al., 2011a; Taylor et al., 2004; van den Hoorn et al., 2012) während des Gehens berichtet. In vier Studien (Lamoth, Meijer, et al., 2006; Lamoth et al., 2002; Prins et al., 2016; Vogt et al., 2003) fanden sich keine Unterschiede. Außer in einer Studie wurden alle Tests auf dem Laufband durchgeführt (R. Müller et al., 2015). Das Alter der Studienteilnehmer war in allen Studien vergleichbar. In zwei Untersuchungen (Seay et al., 2011a; Taylor et al., 2004) hatten die Studienteilnehmer akute Schmerzen während der Messung. Ein-

flussfaktoren wie Gangbedingung, Alter der Studienteilnehmer und Schmerzdauer erklären die unterschiedlichen Ergebnisse nicht. Die Qualität der sieben Studien, in denen ein Unterschied gefunden wurde, war im Schnitt höher, als die der Studien, in denen sich kein Unterschied fand. Von den sieben Studien, in denen ein Unterschied gezeigt wurde, wurde in fünf (Crosbie et al., 2013; R. Müller et al., 2015; Seay et al., 2011a; Taylor et al., 2004; van den Hoorn et al., 2012) ein Unterschied in der Rotationsamplitude des Beckens berichtet und in zwei (Christe et al., 2017; Gombatto et al., 2015) ein Unterschied in der Rotationsamplitude der Lendenwirbelsäule. Von den vier Artikeln, in denen kein Unterschied ermittelt wurde, wurde in drei (Lamoth, Meijer, et al., 2006; Lamoth et al., 2002; Prins et al., 2016) die Beckenrotation und in einer (Vogt et al., 2003) die Hüftrotation analysiert. Zusammenfassend lässt sich eine Tendenz in Richtung einer geringeren Rotationsamplitude bei Personen mit NSLBP im Vergleich zu gesunden Personen erkennen.

Von elf Studien, in denen das *Bewegungsverhältnis von Lendenwirbelsäule und Becken* betrachtet wurde, konnte nur in einer kein Unterschied gefunden werden (Vogt et al., 2001). In zehn Studien (Crosbie et al., 2013; Ebrahimi et al., 2017; T. Kim & Chai, 2015; Lamoth, Daffertshofer, et al., 2006; Lamoth, Meijer, et al., 2006; Lamoth et al., 2002; Seay et al., 2011a, 2011b, 2014; Selles et al., 2001) wurden mehr phasengleiche Bewegungen bei Personen mit NSLBP gefunden. In drei dieser Studien (Seay et al., 2011a, 2011b, 2014) wurde eine höhere phasengleiche Koordination bei Personen mit NSLBP in der Frontalebene gezeigt. In den anderen sechs Studien wurde mehr phasengleiche Koordination in der Sagittalebene bei Personen mit NSLBP berichtet, darunter auch eine qualitativ hochwertige Studie (Ebrahimi et al., 2017). In drei Studien wurden diese Unterschiede allerdings erst signifikant mit höheren Anforderungen wie beim Laufen (Seay et al., 2011a, 2011b) oder dem Tragen von Gewicht beim Gehen (Ebrahimi et al., 2017). Nichtsdestotrotz sind die Ergebnisse konsistent. Es konnten keine systematischen Unterschiede der Ergebnisse abhängig von der Gangbedingung, dem Alter der Studienteilnehmer und der Schmerzdauer gefunden werden. Daher zeigt sich moderate Evidenz für eine höhere phasengleiche Koordination bei Personen mit NSLBP.



Zusätzlich wurde in acht Studien die *Variabilität verschiedener Parameter* betrachtet. In fünf von diesen wurde eine höhere Variabilität bei Personen mit NSLBP nachgewiesen. In drei dieser fünf Studien wurde eine höhere Variabilität der Gangzyklen berichtet (Hamacher et al., 2016; Hamacher et al., 2014; Vogt et al., 2001), jedoch zeigten Hamacher et al. (2014) den Unterschied nur während einer Doppelaufgabe, wobei zusätzlich eine kognitive Aufgabe gelöst werden musste. In zwei weiteren Studien wurde eine höhere Variabilität in der Becken-Thorax-Rotation bei Personen mit NSLBP (Lamoth, Meijer, et al., 2006) und eine erhöhte Variabilität mit großen Geschwindigkeitsveränderungen (Lamoth, Daffertshofer, et al., 2006) gezeigt. In einer Studie wurde die CRP-Variabilität (Seay et al., 2011b) untersucht. Dabei wurde eine verringerte Becken-Rumpf-CRP-Variabilität während des Laufens in der Transversalebene festgestellt. In zwei Studien konnten keine Unterschiede zwischen den Gruppen gefunden werden, in einer (Seay et al., 2014) für die CRP-Variabilität beim Laufen und in der anderen (Ebrahimi et al., 2017) für die Variabilität von Bewegungen von Oberschenkel zu Wade und Wade zu Fuß. Betrachtet man jedoch die Konsistenz der Ergebnisse, kann man moderate Evidenz für eine höhere Variabilität des Gangzyklus bei Personen mit NSLBP feststellen.

#### *Ergebnisse der neuromuskulären Daten*

In neun Studien (Hanada et al., 2011; S. H. Kim et al., 2017; Lamoth, Daffertshofer, et al., 2006; Lamoth, Meijer, et al., 2006; Mancioni et al., 2017; Pakzad et al., 2016; Arjunan et al., 2010; van der Hulst, Vollenbroek-Hutten, Rietman, & Hermens, 2010; van der Hulst, Vollenbroek-Hutten, Rietman, Schaafe, et al., 2010) wurde die muskuläre Aktivität analysiert. In acht dieser Studien wurde die Aktivität des ES untersucht. In sechs dieser acht Studien wurde eine höhere muskuläre Aktivität des ES bei Personen mit NSLBP berichtet (Hanada et al., 2011; Lamoth, Meijer, et al., 2006; Mancioni et al., 2017; Pakzad et al., 2016; van der Hulst, Vollenbroek-Hutten, Rietman, & Hermens, 2010; van der Hulst, Vollenbroek-Hutten, Rietman, Schaafe, et al., 2010). Zwei der Studien sind qualitativ hochwertig. Von den anderen zwei Studien konnte in einer (Arjunan et al., 2010) kein Unterschied zwischen den Gruppen

und in einer anderen (Lamoth, Daffertshofer, et al., 2006) eine geringere Aktivität des ES von Personen mit NSLBP bei Geschwindigkeitsänderungen gefunden werden. Mit einer Ausnahme (Manciopi et al., 2017) wurden alle Tests auf dem Laufband durchgeführt. Das Alter der Studienteilnehmer und die Schmerzdauer waren in den Studien ähnlich. Daher liegt eine moderate Evidenz für eine erhöhte Aktivität des ES bei Personen mit NSLBP im Vergleich zu Gesunden vor. Von den neun Studien, in denen die muskuläre Aktivität analysiert wurde, wurde in drei Studien die Bauchmuskulatur betrachtet. In zwei Studien (Hanada et al., 2011; S. H. Kim et al., 2017) zeigte sich eine verringerte muskuläre Aktivität der Bauchmuskulatur. Dagegen wurde in einer qualitativ hochwertigen Studie (van der Hulst, Vollenbroek-Hutten, Rietman, & Hermens, 2010) eine höhere Aktivität der Bauchmuskulatur bei Personen mit NSLBP gefunden. Die Gangbedingung, das Alter und die Schmerzdauer der Studienteilnehmer unterschieden sich nicht systematisch mit den unterschiedlichen Ergebnissen. Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass es widersprüchliche Evidenz für Unterschiede in der Aktivierung der Bauchmuskulatur gibt.

Varianz beziehungsweise *Variabilität der EMG-Daten* ist ein weiterer Parameter, der in zwei Studien erfasst wurde. Beide zeigen eine reduzierte Variabilität (Pakzad et al., 2016; Arjunan et al., 2010). In einer Studie (Pakzad et al., 2016) findet sich eine reduzierte Variabilität der Aktivität der Rumpfmuskulatur bei Personen mit NSLBP, die auch hohe Werte auf der Pain Catastrophizing Scale hatten. In der anderen Studie (Arjunan et al., 2010) wird gezeigt, dass die Varianz der EMG-Amplitude während des Laufens geringer bei der NSLBP-Gruppe als bei der Kontrollgruppe ist. Alle Untersuchungen wurden auf dem Laufband durchgeführt. In diesen Studien wird ein Hinweis auf mögliche Unterschiede zwischen den Gruppen mit höheren Anforderungen, wie dem Laufen oder höherer Einschränkung durch die Schmerzen, geliefert. Da allerdings die exakten Parameter nur in einzelnen Studien erhoben werden, sind weitere Studien notwendig.

Des Weiteren wurde der Beginn der EMG-Aktivität der Hüft- und Rumpfmuskeln in einer Studie mit hoher Qualität untersucht. Hierbei wurden Unterschiede im Beginn der Aktivierung der Hüftextensoren gefunden (Vogt et al.,

2003). In der Gruppe mit NSLBP startete die Aktivität der Hüftextensoren früher und dauerte länger an. Da lediglich eine Studie vorliegt, in der der Beginn der Aktivierung erhoben wurde, wird durch diese lediglich ein Hinweis für Unterschiede geliefert, der weiter untersucht werden sollte.

#### **3.2.4 Diskussion**

Das Ziel dieses Reviews ist es, eine Übersicht über die Unterschiede zwischen Personen mit und ohne NSLBP beim Gehen zu geben. In der Mehrheit der eingeschlossenen Studien zeigt sich eine moderate Studienqualität, während nur wenige Studien als qualitativ hochwertig bewertet wurden. Insgesamt konnten Unterschiede in verschiedenen Parametern der motorischen Kontrolle beim Gehen identifiziert werden. Bezüglich der biomechanischen Parameter konnte mindestens eine Tendenz für eine reduzierte präferierte Ganggeschwindigkeit auf dem Laufband, eine geringere Bewegungsamplitude des Beckens, mehr phasengleiche Koordination, geringere Bodenreaktionskräfte und eine höhere Variabilität über die Gangzyklen in der NSLBP-Gruppe gefunden werden. Für die muskuläre Aktivität konnte durch EMG-Daten moderate Evidenz für eine höhere Aktivität der ES in der NSLBP-Gruppe ermittelt werden. Im Folgenden werden diese Ergebnisse nun diskutiert.

Die Ergebnisse der kinematischen Parameter bestätigen die Ergebnisse des Reviews von Laird et al. (2014) für das Gehen. Eine geringere Geschwindigkeit und eine reduziertes Bewegungsausmaß der Hüft-Becken-Region, wie Laird et al. (2014) sie für bestimmte Rumpfbewegungen berichtet, sind auch während des Gehens bzw. Laufens evident. Personen mit NSLBP versteifen ihre Hüft-Beckenregion. Diese Versteifung wird durch höhere muskuläre Aktivität erreicht. Auf der einen Seite scheint die Reduzierung der Bewegung in dem schmerzhaften Bereich eine Schutzstrategie zu sein, um die Strukturen in diesem Bereich nicht weiterem Stress auszusetzen. Auf der anderen Seite führt diese andauernde Aktivität und der Mangel an Bewegung zu der Ansammlung von metabolischen Abfallprodukten, die für die Chronifizierung der Schmerzen verantwortlich sein könnten (van Dieën et al., 2003). Diese Ergebnisse unterstützen die Theorie von Hodges und Tucker (2011), in der eine

Adaptation an Schmerz als protektive Strategie gesehen wird, die langfristig negative Konsequenzen hat.

Bezüglich der EMG-Aktivität bestätigen die erzielten Ergebnisse die von Ghamkhar und Kahlaee (2015), dass die ES-Aktivität bei Personen mit NSLBP höher ist, auch wenn in dem Review Studien eingeschlossen wurden, in denen Personen mit spezifischen Ursachen für Rückenschmerzen getestet wurden. Sieht man sich die Funktion des ES an, hat er eine stabilisierende Funktion in der schmerzhaften Region. Somit scheint eine höhere Aktivität die Reaktion auf den Schmerz zu sein, um die Wirbelsäule zu stabilisieren und weiteren Stress auf schmerzhaft Strukturen zu vermeiden (van Dieën et al., 2003). Zusätzlich konnte eine Evidenz für Unterschiede der ES-Aktivität bei Geschwindigkeitsänderungen zwischen den Gruppen festgestellt werden. Hier zeigten Personen mit NSLBP eine geringere Anpassungsfähigkeit der Aktivität. Durch die erhöhte Aktivierung beim Gehen ist der normale Anstieg der Aktivität als Anpassung an Belastung reduziert. Extreme Spannung könnte vermieden werden, um Überlastungen der Muskulatur, die zu Rissen führen würden, zu vermeiden. Wie die Ergebnisse zeigen, scheint es entsprechend - anders als bei Ghamkhar und Kahlaee (2015) berichtet wird - keine generell erhöhte Aktivierung zu geben, sondern abhängig von der Situation eine eingeschränkte Anpassung der Aktivierung. Da nur in wenigen Studien die Aktivität weiterer Muskelgruppen untersucht wurde, in denen zudem inkonsistente Ergebnisse aufgezeigt wurden, können die Ergebnisse nur für den ES bestätigt werden. Um Unterschiede in der Anpassung an höhere Anforderungen zu untersuchen, werden zukünftig weitere Studien benötigt.

Wie Hodges und Tucker (2011) vorschlagen, gibt es eine kausale Beziehung zwischen neuromuskulärer Aktivität und motorischem Ergebnis, um einen protektiven Mechanismus zu erhalten. Beachtet man die Verbindung zwischen der Aktivität des neuromuskulären Systems und den resultierenden biomechanischen Auswirkungen, hilft die Kombination der Ergebnisse, um einen Eindruck der Unterschiede im Gesamten zu erhalten. Die Bewegung des Beckens und des Rumpfs wird durch erhöhte Aktivierung eingeschränkt. Daher kann eine erhöhte Aktivität zu mehr phasengleicher Koordination und Versteifung

der Gelenke führen. Beides wiederum erschwert die Koordination und resultiert in einer langsameren präferierten Ganggeschwindigkeit. Das Reduzieren der Geschwindigkeit oder das Kürzer-Werden des Schrittes hat noch eine weitere Auswirkung. Es reduziert die Bodenreaktionskräfte und somit den Stress, der auf die Strukturen wirkt. Außerdem zeigt sich bei gesunden Erwachsenen normalerweise eine Verschiebung zu mehr antiphasischen Bewegungsanteilen mit Erhöhung der Geschwindigkeit (Selles et al., 2001). In dieser Situation, in der der Mensch seine Bewegung anpassen muss, wird das neuromuskuläre System herausgefordert. Die Herausforderung, die Anpassung an verschiedene Situationen zu meistern, ist eine Aufgabe der motorischen Kontrolle. Diese Funktion ist bei Personen mit NSLBP durch versteifte Gelenke und bereits erhöhte Aktivität der Muskulatur eingeschränkt. Eingeschränkte motorische Kontrolle zeigt sich zusätzlich in der höheren Variabilität über die Gangzyklen. Weniger Kompensationsmechanismen, z. B. durch Versteifung von Gelenken, führt zu einer höheren Variabilität der Bewegung (Stergiou & Decker, 2011). Zusammenfassend attestieren die Ergebnisse, dass die Gangkontrolle bei Personen mit NSLBP verändert ist. In einigen Studien wird ein Hinweis geliefert, dass mögliche Unterschiede zwischen den Gruppen in Situationen mit höheren Anforderungen deutlicher werden, wie beim Tragen von Gewicht während des Gehens (S. H. Kim, Kwon, Park, & Kim, 2013) oder dem Lösen einer kognitiven Aufgabe (Hamacher et al., 2016). Veränderungen der Gangkontrolle scheinen sowohl auf neuromuskulärer Ebene als auch auf biomechanischer Ebene aufzutreten, wie von Hodges und Tucker (2011) vermutet.

Nichtsdestotrotz gibt es Einschränkungen bei den Ergebnissen. Unterschiedliche Methoden der Messungen, Datenerhebung und -verarbeitung limitieren die Ergebnisse der Vergleiche, da schon kleine Änderungen in der Methodik die Ergebnisse verändern können. Beispielsweise werden unterschiedliche Definitionen von NSLBP, unterschiedliche Erhebungszeiten oder Anzahl an Versuchen, unterschiedliche Filter sowie unterschiedliche Methoden der Normalisierung in den eingeschlossenen Studien verwendet. Da unspezifische Schmerzen außerdem nur über den Ausschluss spezifischer Ursachen definiert werden und diese Ausschlusskriterien unterschiedlich kontrolliert werden

können, kann nicht mit Sicherheit gesagt werden, dass keine Person mit spezifischer Ursache für ihre Schmerzen eingeschlossen wurde. Auch für die Kontrollgruppe gibt es keine einheitliche Definition. Falls schon eine Episode von Rückenschmerzen einen Langzeiteffekt hat, was bedeutet, dass veränderte Muster anhalten, nachdem der Schmerz gelöst wurde, könnten Personen fälschlicherweise der Kontrollgruppe zugeordnet worden sein. In einer Studie (Seay et al., 2011a) wurde ebenfalls eine Gruppe von Personen untersucht, bei denen der Schmerz gelöst wurde. In dieser Studie war die motorische Kontrolle jedoch noch verändert. Allerdings wurden In- und Exklusionskriterien bei der Qualitätsbeurteilung der Studien bewertet und somit auch berücksichtigt. Durch die Betrachtung der Charakteristika der Stichproben und der Erhebungsmethoden sowie der größten Störvariablen wurde in der Übersicht versucht, die Ergebnisse zu spezifizieren. So wurden unterschiedliche Gangbedingungen (Laufband oder Laufbahn) bei den Ergebnissen erwähnt. Klare Standards der Datenerhebung und -verarbeitung würden helfen, die Studienqualität und die Vergleichbarkeit der Studien zukünftig zu verbessern.

Die Nutzung der NOS für die Bewertung der methodischen Qualität führt zu einem weiteren Problem. Das Berichten der Hauptkriterien der Skala war in den einzelnen Studien unvollständig. Manche Kriterien wurden in keiner der eingeschlossenen Studien erwähnt. Daher kann die NOS eher als Idealvorstellung gesehen werden, die in den Studien nicht erfüllt wird. Vielleicht sollten die Standards der Berichterstattung des methodischen Vorgehens modifiziert werden. Hier wurde eine konservative Einschätzung der Qualität gewählt, bei der das Nicht-Berichten sowie das Nicht-Erfüllen eines Kriteriums mit keinem Punkt bewertet wurde. Folglich könnte die methodische Qualität der Studien auf Grund des unvollständigen Berichtens unterschätzt werden.

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass es Unterschiede in der motorischen Kontrolle zwischen Personen mit und ohne NSLBP gibt. Weitere Replikationsstudien mit hoher Qualität sind nötig, um diese Ergebnisse zu bestätigen. Zusätzlich sollte in Studien darauf abgezielt werden, Unterschiede in der motorischen Kontrolle bei Aufgaben mit höheren Anforderungen zu klären, wenn das motorische System stärker gefordert wird. Außerdem wäre es interessant, Studien durchzuführen, in denen eine Musteranalyse durchgeführt

wird, um neuromuskuläre und biomechanische Daten auszuwerten. Dadurch könnte ein besseres Verständnis der Verbindung der beiden Ebenen der motorischen Kontrolle erzielt werden.

### **3.2.5 Zusammenfassung**

Personen mit und ohne unspezifische NSLBP unterscheiden sich in einigen Parametern der motorischen Kontrolle während des Gehens. Auch wenn es für keinen der Parameter alleine eine hohe Evidenz gibt, passen die Ergebnisse zusammen, wenn man die Unterschiede zwischen den Gruppen auf neuromuskulärer und biomechanischer Ebene kombiniert. Eine veränderte motorische Kontrolle zeigt sich bei Personen mit NSLBP durch eine geringere präferierte Ganggeschwindigkeit, mehr phasengleiche Koordination und eine höhere Aktivität des ES. Zusätzlich ist die Anpassung an schnellere Ganggeschwindigkeiten eingeschränkt. Weitere Replikationsstudien mit hoher Qualität sind nötig, um diese Ergebnisse zu bestätigen. Nach bisherigem Stand sollten therapeutische Interventionen hier ansetzen und eine Normalisierung der muskulären Aktivität sowie eine Verbesserung der Rotation des Thorax-Becken-Bereichs zum Ziel haben.

## **3.3 Fazit der Literaturanalysen**

Die Literaturanalysen bestätigten, dass eine veränderte motorische Kontrolle bei Personen mit NSLBP im Vergleich zu Personen ohne NSLBP vorliegt. Unterschiede können für die Alltagsaktivitäten Stehen und Gehen gefunden werden. Auch wenn keiner der untersuchten Parameter alleine eine hohe Evidenz aufweist, so zeigt sich gerade in der Zusammenschau aller Parameter für beide Aktivitäten ein zusammenpassendes Bild. Auf Ebene der muskulären Aktivität konnte tendenzielle bis moderate Evidenz für eine Erhöhung der Aktivität des ES bei beiden Aktivitäten gefunden werden. Diese scheint sich sowohl beim Stehen als auch beim Gehen auf die biomechanischen Bewegungsmuster auszuwirken. Beim Stehen zeigt sich, dass Personen mit NSLBP stärker von Sprunggelenksbewegungen zum Balancieren des Gleichgewichts abhängig sind, wodurch sich der Weg der Verlagerung des CoP erhöht, während beim Gehen ebenfalls eine geringere Rotation der Lenden-Becken-Region zu erkennen ist. Zusätzlich konnten beim Gehen auch Hinweise auf eine erhöhte

Variabilität der Becken-Thorax-Rotation sowie eine Tendenz für eine geringere präferierte Ganggeschwindigkeit gefunden werden. Es existieren allerdings auch Parameter, für die sich keine Unterschiede zeigten, beispielsweise für die Gelenkwinkel beim Stehen.

Zusammengenommen scheinen die Ergebnisse der Studien zu Unterschieden der Körperschwerpunkt-Verlagerungen, Lenden-Becken-Rotation und muskulären Aktivität demnach die Veränderung der motorischen Kontrolle bei Personen mit NSLBP zu bestätigen. Allerdings existiert eine große Varianz im Studiendesign und der Datenverarbeitung für die Erfassung der Parameter motorischer Kontrolle. Beispielsweise variieren Anzahl und Dauer der Versuche beim Stehen von einem Versuch über 60 Sekunden (Lafond et al., 2009) bis zu vier Versuchen über 15 Sekunden (Claeys et al., 2011).

Trotzdem scheinen die erzielten Ergebnisse die Voraussagen durch das Modell von Hodges und Tucker (2011) zu unterstützen. Ein verändertes Aktivitätsverhalten führt zu Veränderungen des mechanischen Verhaltens, wie einer Versteifung bestimmter Bereiche. Weiterhin werden in dem Modell Veränderungen als eine mögliche Ursache für die Entstehung und Chronifizierung von Rückenschmerzen gesehen. Die Autoren erklären, dass Schmerz, eine Verletzung oder das Drohen einer Verletzung oder von Schmerzen zu einer veränderten muskulären Aktivität und veränderten Bewegungsmustern führen kann, um die Strukturen vor weiterem Stress zu schützen. Jedoch gibt es keine stereotype Veränderung der muskulären Aktivität bei Personen mit Schmerzen im unteren Rücken (Hodges & Tucker, 2011). Abhängig von der Aufgabe oder anderen individuellen Faktoren wie der genauen Schmerzregion könnten Personen mit LPB sich in der Umverteilung der Aktivierung unterscheiden. Somit könnten auch einzelne abweichende Ergebnisse erklärt werden.

Vergleicht man die Ergebnisse mit Literaturanalysen der letzten Jahre, so bestätigt sich eine veränderte motorische Kontrolle beim Stehen (Mazaheri et al., 2013; Ruhe et al., 2011a) und Gehen (Ghamkhar & Kahlæe, 2015) für bestimmte Parameter. Auf der anderen Seite weisen jedoch auch die Analysen abweichende Ergebnisse für einzelne Parameter auf. Inkonsistente Befunde zwischen den Literaturanalysen zeigen sich beispielsweise für EMG-Daten. Ein Review über die muskulären Aktivierungsmuster bei Personen mit NSLBP



im Vergleich zu gesunden Personen (Ghamkhar & Kahlaee, 2015) berichtet eine höhere globale Aktivierung der Rumpfmuskulatur bei Personen mit NSLBP. Die eigene Literaturanalyse (siehe Kapitel 3.2) zeigt lediglich mittlere Evidenz für eine höhere Aktivierung des ES während des Gehens. Weitere Studien, um die Ergebnisse abzuklären oder Faktoren zu identifizieren, die solche Unterschiede erklären, sind daher notwendig.

Ein weiteres Beispiel für die unterschiedlichen Ergebnisse der Literaturanalysen wird beim Stehen erkennbar. Es existieren zwei Literaturanalysen (Mazaheri et al., 2013; Ruhe et al., 2011a) sowie die vorliegende Arbeit (siehe Kapitel 3.1.) die Unterschiede von CoP-Verlagerungen zwischen Personen mit und ohne NSLBP untersuchen. Für das Stehen auf festem Untergrund zeigen ein Review (Mazaheri et al., 2013) sowie die Übersicht in Kapitel 2.1 keine Evidenz für Unterschiede zwischen den Gruppen, während ein anderes Review (Ruhe et al., 2011a) einen Unterschied berichtet. Für Stehen unter Bedingungen mit höheren Anforderungen wie verbundenen Augen oder auf Schaumstoff, sind die Ergebnisse ebenfalls unterschiedlich: Ein Review (Ruhe et al., 2011a) sowie die Übersicht in Kapitel 2.1 finden einen Unterschied zwischen Personen mit und ohne NSLBP, während ein weiteres (Mazaheri et al., 2013) keinen Unterschied finden kann. Zusammengefasst zeigen entsprechend jeweils zwei von drei Literaturanalysen keinen Unterschied zwischen den Gruppen beim Stehen, dafür aber beim Stehen mit erhöhten Anforderungen. Auf Grund der Aufgaben mit höheren Anforderungen an das gesamte motorische System werden Unterschiede in der motorischen Kontrolle möglicherweise deutlicher.

Die motorische Kontrolle beim Stehen und Gehen scheint bestimmte Ressourcen zu benötigen (Horak, 2006). Diese beinhalten beispielsweise das Vorhandensein von Bewegungsstrategien, sensorischen Strategien, biomechanischen Grenzen sowie der Prozesse kognitiver Verarbeitung (Horak, 2006). Einschränkungen in einer der Ressourcen können der Grund für eine Störung der posturalen Kontrolle sein. Bei Personen mit NSLBP konnten Einschränkungen verschiedener Ressourcen wie der kognitiven Verarbeitung (Wand et al., 2011), sensorischer Strategien (Luomajoki & Moseley, 2011) und Bewe-

gungsstrategien (Moseley & Hodges, 2005) nachgewiesen werden. Zur Koordination des Stehens und der Gangbewegung ist eine gute Interaktion des neuromuskulären Systems notwendig (Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Da Stehen und Gehen zu den Aktivitäten des täglichen Lebens gehören und täglich vielfach ausgeführt werden, hätten Veränderungen bei diesen Aktivitäten enorme Auswirkung. Veränderte Belastungen können schnell zur Überlastung bestimmter Strukturen führen.

Neuromuskuläre und biomechanische Parameter wurden bislang nicht simultan in einer Studie erhoben, um Veränderungen auf beiden Ebenen gänzlich zu erfassen. Um ein ganzheitliches Bild der motorischen Kontrolle mit den Auswirkungen der Veränderungen des neuromuskulären Systems auf das biomechanische Ergebnis zu erhalten, ist es wichtig, Parameter der unterschiedlichen Ebenen zu erfassen. Somit wird es möglich die direkte Verbindung zwischen neuromuskulärer Aktivität und biomechanischem Ergebnis zu untersuchen. Da sich zusätzlich zur fehlenden ganzheitlichen Betrachtung der motorischen Kontrolle für keinen der Parameter konsistente Befunde über alle Studien zeigen, sind weitere Studien unerlässlich, um Faktoren aufzuklären, die für inkonsistente Ergebnisse verantwortlich sind. Hierzu könnte die simultane Erfassung neuromuskulärer und biomechanischer Parameter hilfreich sein, da Unterschiede auf neuromuskulärer Ebene auch Unterschiede auf biomechanische Ebene zur Folge haben.

Mit der im Folgenden beschriebenen Studie werden Unterschiede in der motorischen Kontrolle zwischen Personen mit und ohne NSLBP im Stehen und Gehen erfasst. Dabei stellt das Stehen eine eher statische Tätigkeit dar, während das Gehen eine dynamische Alltagstätigkeit ist, die höhere Anforderungen an die motorische Kontrolle stellt. Basierend auf der Literatur wird dabei davon ausgegangen, dass es messbare Unterschiede in der muskulären Aktivität des ES, der Verlagerung des CoP, der Bodenreaktionskräfte, der Becken-Thorax-Rotation sowie ihrer Variabilität gibt. Außerdem unterscheidet sich möglicherweise die präferierte Ganggeschwindigkeit.

## 4 Fall-Kontroll-Studie zur Erfassung der Unterschiede zwischen Personen mit und ohne NSLBP

Im Folgenden wird nun die Durchführung der Fall-Kontroll-Studie beschrieben. Dabei werden zunächst die Hypothesen genannt (siehe Kapitel 4.1). Anschließend wird das Methodische vorgehen beschrieben (siehe Kapitel 4.2). Daraufhin werden die Ergebnisse präsentiert (siehe Kapitel 4.3) und diskutiert (siehe Kapitel 4.4).

### 4.1 Forschungsfragen bzw. -hypothesen

Aufgrund der durchgeführten Literaturanalysen ergibt sich für das weitere Vorgehen die Frage, ob die in der Literatur dargestellten Ergebnisse replizierbar sind.

Die Forschungshypothesen, die in der folgenden Untersuchung getestet werden, sind folgende:

#### *Stehen*

H<sub>1.1</sub>: Es besteht ein Unterschied in der motorischen Kontrolle zwischen Personen mit und ohne NSLBP.

H<sub>1.2</sub>: Es besteht ein Unterschied in der motorischen Kontrolle bei unterschiedlichen Anforderungsbedingungen (Augen offen, stabiler Untergrund vs. Augen verbunden, stabiler Untergrund vs. Augen offen, auf einem Schaumstoffkissen).

H<sub>1.3</sub>: Es besteht ein Interaktionseffekt zwischen Gruppe und Anforderungsbedingungen für die motorische Kontrolle.

Die motorische Kontrolle wird über die Messung der Parameter CoM-Verlagerungen und Aktivität des ES operationalisiert. Für die Hypothesen beim Stehen wird ausgehend von der Literaturanalyse vermutet, dass die Verlagerungen des CoM und die Aktivität des ES bei Personen mit NSLBP höher sind als bei Personen ohne NSLBP. Zudem wird erwartet, dass die Unterschiede zwischen den Gruppen mit steigenden Anforderungen der Bedingung deutlicher werden (siehe Kapitel 3.1).

*Gehen:*

H<sub>2.1</sub>: Es besteht ein Unterschied in der motorischen Kontrolle zwischen Personen mit und ohne Schmerzen im unteren Rücken.

Die motorische Kontrolle wird dabei durch die präferierte Ganggeschwindigkeit, die Aktivität des ES, die Bodenreaktionskräfte, die Becken-Thorax-Rotation und die Variabilität der Rotation operationalisiert. Für die Hypothesen beim Stehen wird ausgehend von der Literaturanalyse vermutet, dass präferierte Ganggeschwindigkeit, Bodenreaktionskräfte, Becken-Thorax-Rotation sowie deren Variabilität bei Personen mit NSLBP geringer ausgeprägt sind als bei Personen ohne NSLBP. Außerdem wird angenommen, dass die Aktivität des ES bei Personen mit NSLBP höher ist als bei Personen ohne NSLBP (siehe Kapitel 3.2).

## **4.2 Methode**

Die Studie wurde auf der OSF-Plattform präregistriert und kann unter folgendem Link gefunden werden: [osf.io/2tfqh](https://osf.io/2tfqh).

### **4.2.1 Studienteilnehmer**

Für das Stehen wurde eine Stichprobe von 32 Studienteilnehmern (16 pro Gruppe) benötigt, um 80 % Power bei einer Effektstärke von 0.65 für jede Variable bei einer multivariaten Testung auf einem Signifikanzniveau von 0.05 zu erreichen. Eine Berechnung der Effektstärke aus ähnlichen Studien war nicht möglich, da die benötigten Daten nicht angegeben wurden. Würde man von einem mittleren Effekt ausgehen, so würde die Stichprobenschätzung 48 Studienteilnehmer schätzen. Die meisten existierenden Studien zu der Thematik untersuchen jedoch zwischen 24 und 36 Personen und berichten signifikante Unterschiede. Daher wurde bei der vorliegenden Schätzung von einem Effekt ausgegangen, der höher ist als ein mittlerer Effekt. Die Antizipation von Drop-outs oder mögliche technische Probleme führte zu einer Rekrutierung von zwanzig Studienteilnehmern pro Gruppe. Zwanzig Personen mit chronischen unspezifischen Schmerzen im unteren Rücken (NSLBP) aber ohne bekannte degenerative Bandscheibenerkrankung der Lendenwirbelsäule (11 weiblich;

$M = 28$  Jahre,  $SD = 3.9$ ;  $M = 174.3$  cm,  $SD = 7.3$ ;  $M = 70.9$  kg,  $SD = 10.9$ ) sowie 20 gesunde (11 weiblich;  $M = 26$  Jahre,  $SD = 4.1$ ;  $M = 172.8$  cm,  $SD = 8.4$ ;  $M = 69.8$  kg,  $SD = 10.4$ ) nach Geschlecht und Alter gematchte Kontrollpersonen wurden untersucht. Für das Gehen wurde eine Gesamtstichprobengröße von 37 Studienteilnehmern benötigt, um eine 80 % Power bei einer Effektstärke von 0.65 für jede Variable einer multivariaten Testung zu erreichen. Um mögliche Datenverluste oder Dropouts auszugleichen, wurde auch hier eine Rekrutierung von 40 Personen (20 pro Gruppe) angestrebt. Daher führten alle Studienteilnehmer beide Aufgaben aus. Die Studienteilnehmer wurden durch Aushänge im universitären Umfeld, Aushänge in umliegenden ambulanten Rehabilitationseinrichtungen und durch die sozialen Medien rekrutiert. Einschlusskriterien für die Gruppe von Personen mit NSLBP waren Schmerzen im unteren Rücken seit mindestens sechs Monaten ohne spezifische Diagnose. Die Kontrollpersonen hatten im Vergleich dazu in den letzten 12 Monaten keine Rückenschmerzen, die länger als 24 Stunden anhielten oder einen Arztbesuch erfordert hätten. Die Gruppenzuteilung wurde durch die visuelle Analogskala überprüft. Einschlusskriterien waren zudem ein Lebensalter zwischen 18 und 40 Jahren, eine Körpergröße zwischen 160 und 185 cm sowie Normalgewicht. Ausgeschlossen von der Studienteilnahme wurden Personen mit neurologischen oder rheumatischen Erkrankungen, Schwangere, unter Schwindel oder Diabetes leidende Personen und Personen mit Verletzungen in der unteren Extremität in den letzten sechs Monaten.

Der Versuchsleiter war nicht blind für die Gruppenzuweisung der Studienteilnehmer.

Alle Studienteilnehmer wurden im Vorfeld über den Ablauf der Untersuchung aufgeklärt und gaben ihr schriftliches Einverständnis. Es lag ein positives Votum der Ethikkommission der Technischen Universität Darmstadt vor. Für die Teilnahme wurde eine Aufwandentschädigung von 15 € ausgezahlt.

#### 4.2.2 Vorgehen

Die Untersuchung fand im sportwissenschaftlichen Labor der TU Darmstadt statt. Nachdem die Studienteilnehmer die informierte Einwilligung unterschrieben hatten, folgte eine kurze Gewöhnung an das Stehen auf einer Schaumstoffmatte. Dabei wurde die Fußposition für die weiteren Versuche festgelegt. Die Studienteilnehmer nahmen eine alltagsnahe Standposition ein. Im Anschluss wurden die Studienteilnehmer mit den Messinstrumenten ausgestattet. Zu Beginn erfolgte eine standardisierte, submaximale Kontraktion wie bei Dankaerts, O'Sullivan, Burnett, Straker und Danneels (2004), um die EMG-Daten zu normalisieren. Anschließend standen die Studienteilnehmer drei mal 90 Sekunden unter drei verschiedenen Bedingungen. Die Bedingungen waren Stehen auf stabilem Untergrund mit offenen Augen, Stehen auf stabilem Untergrund mit verbundenen Augen und Stehen auf einer Schaumstoffmatte (Airex) mit offenen Augen. Die Bedingungen wurden ausbalanciert randomisiert. Alle Versuche erfolgten auf einer Kraftmessplatte unter Laborbedingungen. Die Studienteilnehmer wurden instruiert, ruhig und entspannt zu stehen, geradeaus zu schauen und die Arme locker an den Seiten hängen zu lassen. Die Fußposition wurde zu Beginn gemessen und über alle Versuche konstant gehalten.

Im Anschluss daran wurden die Daten zum Gehen erhoben. Dabei gingen die Studienteilnehmer bei allen Versuchen ohne Schuhe. Zunächst gingen die Studienteilnehmer drei Durchgänge in ihrer präferierten Ganggeschwindigkeit auf einer 10-m-Bahn. Die Geschwindigkeit wurde dabei mit Lichtschranken über 8 m gemessen. Der erste sowie der letzte Meter gingen nicht in die Messung ein. Im Anschluss gingen die Studienteilnehmer bei einer Geschwindigkeit von 1.2 m/s. In die Bahn war eine Kraftmessplatte integriert. Um sicherzustellen, dass eine standardisierte Geschwindigkeit eingehalten wurde, bekamen die Studienteilnehmer nach jedem Versuch Feedback über ihre Geschwindigkeit. Nur Versuche mit weniger als 10 % Abweichung von der vorgegebenen Geschwindigkeit wurden in die Analyse eingeschlossen. Über alle Versuche wurden die Studienteilnehmer instruiert, so natürlich wie möglich zu gehen. Es wurden so viele Versuche gemacht, bis die Studienteilnehmer drei

Mal mit dem rechten Fuß über die Kraftmessplatte gingen, während sie die standardisierte Geschwindigkeit einhielten.

Zum Abschluss wurden die Studienteilnehmer gebeten, Fragebögen zur Beanspruchung, zur Schmerzintensität, zu Einschränkungen, zum allgemeinen Gesundheitszustand und zur körperlichen Aktivität auszufüllen.

Um die aktuelle Beanspruchung zu erfassen wurde eine erweiterte Version des Kurzfragebogens zur aktuellen Beanspruchung (KAB) (B. Müller & Basler, 1993) verwendet. Dieser besteht aus jeweils sechs polar angeordneten positiven und negativen Adjektiven, die mit einer sechsstufigen Ratingskala bewertet werden. Ergänzt wurden zudem die Adjektivpaare „motiviert – unmotiviert“, „aktiviert – nicht aktiviert“ und „motiviert – unmotiviert“. Die berichteten internen Konsistenzen und die Retestkoeffizienten in Situationen mit vergleichbarer Beanspruchung liegen in mehreren Studien zwischen .72 und .91. Für die Validität des KAB sprechen hohe Korrelationen mit dem Verlauf physiologischer Parameter und konstruktverwandter Skalen (B. Müller & Basler, 1993).

Zur Erfassung der Schmerzintensität wurde die NRS für den aktuellen Schmerz und den Schmerz der letzten sechs Wochen verwendet. Dabei wird die Schmerzintensität eindimensional mit Hilfe von Zahlen von 0 bis 10 abgefragt. Null bedeutet keine Schmerzen, während zehn der schlimmste, vorstellbare Schmerz ist. Zwei Übersichtsartikel (Hjermstad et al., 2011; Thomm, 2016) bewerten die NRS als geeignet, auch wenn eine empirische Messung der Gütekriterien fehlt.

Zur Messung der Einschränkungen durch NSLBP wurde eine deutsche Version des Roland-Morris-Fragebogens (Wiesinger et al., 1999) eingesetzt. Der Roland-Morris-Fragebogen ist ein Fragebogen aus 24 Items, die Aktivitäten des täglichen Lebens abbilden. Dabei wird für jedes Item gefragt, ob diese Aktivität durch die Rückenschmerzen eingeschränkt wird („Wegen meiner Rückenschmerzen brauche ich beim Ankleiden Hilfe“). Für jedes Item wird ein Punkt gegeben, wenn es durch Ankreuzend als zutreffend markiert wird. Wird es nicht angekreuzt, wird kein Punkt gezählt. Die Gütekriterien des Roland-Morris-Fragebogens sind als gut zu beurteilen. Die Autoren berichten eine Test-Retest-Reliabilität der deutschen Version von  $r = .82$  ( $p < .001$ ), und eine in-

terne Konsistenz von  $\alpha = .81$ . Die signifikanten Korrelationen zu den funktionalen Skalen des Medical Outcome Study Short Form-36 Fragebogens (SF-36) und den Summenskalen des Roland-Morris-Fragebogen ( $r = -.29$  für emotionale Limitationen,  $p = 0.001$ , bis  $r = -.71$  für körperliche Einschränkungen,  $p < 0.001$ ) sprechen für eine Konstruktvalidität (Wiesinger et al., 1999).

Zur Erfassung des Gesundheitszustands wurde der SF-12 (Bullinger & Kirchberger, 1998) genutzt. Der SF-12 ist eine ökonomische Kurzform des SF-36. Der SF-12 umfasst 12 Items, die sich den Grunddimensionen körperlicher und psychischer Gesundheit zuordnen lassen. Der körperliche Skalenwert setzt sich aus Fragen zur allgemeinen Gesundheitswahrnehmung, körperliche Funktionsfähigkeit und Rollenfunktion sowie Schmerzen zusammen. Der psychische Skalenwert beinhaltet Items zur emotionalen Rollenfunktion, zum psychischen Wohlbefinden, zum negativen Affekt und zur sozialen Funktionsfähigkeit. Dabei beziehen sich die Antworten auf den Gesundheitszustand der letzten vier Wochen. Die Gütekriterien des SF-12 sind als gut zu beurteilen und vergleichbar mit denen des SF-36 (Gandek et al., 1998). Die interne Konsistenz der Subskalen liegt in verschiedenen Stichproben mehrheitlich deutlich über  $\alpha = .70$ . Ausnahmen bilden hier nur die Subskalen allgemeine Gesundheitswahrnehmung und soziale Funktionsfähigkeit mit Werten zwischen  $\alpha = .57$  und  $\alpha = .69$  in einigen Stichproben. Mit anderen Skalen, wie beispielsweise dem Nottingham-Health-Profile (NHP), zeigten sich hohe Korrelationen (Bullinger & Morfeld, 2008).

Schließlich wurde die habituelle körperliche Aktivität mit einem Fragebogen (Wagner & Singer, 2003) erfasst. Dieser Fragebogen ist eine Übersetzung des "Questionnaire for the Measurement of Habitual Physical Activity in Epidemiological Studies" von Baecke, Burema und Frijters (1982). Er umfasst 14 Items, die die habituelle körperliche Aktivität für die Bereiche der Arbeit („Bei der Arbeit sitze ich nie/selten/manchmal/häufig/immer“), des Sports („Welche Sportart betreiben Sie am häufigsten“), der Freizeit („Im Vergleich zu anderen Personen meines Alters ist meine körperliche Aktivität in der Freizeit viel größer/größer/gleich/ geringer/ viel geringer“) erfassen. Die interne Konsistenz (Cronbachs Alpha) und auch die Testhalbierungs-Reliabilität des Fragebo-



gens liegen in einem Bereich zwischen .48 und .88. In Analysen mit verschiedenen Untergruppen konnten Unterschiede hinsichtlich der drei Aktivitätsindices gezeigt werden, die als Hinweis auf die Validität des Instruments gelten (Wagner & Singer, 2003).

#### **4.2.3 Equipment**

##### *Stehen*

Über eine in den Boden eingelassene Kraftmessplatte, wurde der CoM erhoben. Die eingesetzte Kraftmessplatte war eine Kistler Modell 9287C8. Die Aufnahmefrequenz der Kraftmessplatte betrug 1000 Hz.

Das Oberflächen-EMG (sEMG) wurde simultan zur Messung der CoM-Daten während des Stehens erhoben, um simultan die muskuläre Aktivität des ES im lumbalen Bereich rechts und links der Wirbelsäule bipolar abzuleiten. Die muskuläre Aktivität wurde mit einem bipolaren Mehrkanal-sEMG mit Biosignalverstärker USBAMP und dem Modul GammaSys, entwickelt von g.tec, erhoben. Das bipolare EMG wurde mit Gelelektroden abgeleitet, die mit einem Abstand von 2 cm bilateral auf dem Muskelbauch des ES auf Höhe des Processus spinosus des vierten Lendenwirbels (L4) – entsprechend der Richtlinien für nicht-invasive Beurteilung der Muskulatur (Hermens et al., 1999) – angebracht wurden. Vorher wurde die Haut an dieser Stelle mit einer abrasiven Paste vorbereitet. L4 wurde durch Palpation identifiziert. Der Beckenkamm diente dabei als Orientierungsmarke. Die Referenzelektrode wurde über der rechten Spinae iliaca anterior superior aufgeklebt. Die Aufnahmefrequenz des sEMG-Daten lag bei 1024 Hz. Ein Band-pass-Filter zwischen 17 und 500 Hz wurde eingesetzt, um die Herzfrequenz aus den Daten zu eliminieren.

##### *Gehen*

Um die Bodenreaktionskräfte während des Gehens zu messen, wurde ebenfalls die in den Boden eingelassene Kraftmessplatte (Kistler Modell 9287C8) benutzt. Die Daten der Platte wurden mit einer Frequenz von 1000 Hz aufgenommen. Zwei Smartphones zeichneten Daten von dreidimensionalen Raumkoordinaten auf, um die relative Bewegung des Beckens gegenüber dem Rumpf zu messen. Die Aufnahmefrequenz für diese Daten betrug 200 Hz.

Die kinematischen Daten sowie die EMG-Daten wurden simultan während des Gehens aufgezeichnet. Außerdem wurde auch beim Gehen die muskuläre Aktivität erhoben. Dies erfolgte mit einem bipolaren Mehrkanal-sEMG mit Biosignalverstärker USBAMP und dem Modul GammaSys, entwickelt von g.tec. Damit wurde simultan die muskuläre Aktivität des ES im lumbalen Bereich rechts und links der Wirbelsäule bipolar abgeleitet. Das bipolare EMG wurde mit Gelelektroden dazu in einem Abstand von zwei Zentimetern bilateral auf dem Muskelbauch des ES auf Höhe des Processus spinosus des vierten Lendenwirbels (L4) – entsprechend der Richtlinien für nicht-invasive Beurteilung der Muskulatur (Hermens et al., 1999) – angebracht. Die Hautvorbereitung erfolgte mit einer abrasiven Paste. Mit dem Beckenkamm als Orientierungsmarke wurde L4 durch Palpation identifiziert. Die Referenzelektrode wurde über der rechten Spinae iliaca anterior superior platziert. Die Aufnahmefrequenz der vorverarbeiteten Daten wurden mit einer Frequenz betrug 256 Hz.

#### **4.2.4 Datenverarbeitung**

##### *Stehen*

Die Daten der Kraftmessplatte wurden durch die Nutzung einer eigens entwickelten Applikation für Microsoft Visual Studio basierend auf der von Kistler zur Verfügung gestellten Software gesammelt. Die Daten wurden via UDP zu einem Simulink Model gesendet, das unter Benutzung von Matlab entwickelt wurde. Simulink wurde benutzt, da g.tec ein direktes Interface zwischen dem Verstärker und der Software bietet, sodass alle Daten synchron aufgezeichnet werden können. Aus den aufgenommenen Daten wurden die RMS der CoM-Verlagerungen und die mittlere Aktivität des EMG für jeden Versuch als Parameter berechnet.

Um Vergleiche zwischen den Studienteilnehmern durchführen zu können, wurden alle EMG-Daten an der submaximalen willentlichen Kontraktion (subMVC) normalisiert. Die subMVC wurde aufgezeichnet, während die Studienteilnehmer in Bauchlage mit 90° angewinkelten Knien auf einer Untersuchungsfläche lagen und beide Oberschenkel ca. 5 cm von dieser Liege abhoben (Dankaerts et al., 2004; S. H. Kim et al., 2013). Die subMVC wurde vom Untersuchungsleiter akzeptiert, wenn die Studienteilnehmer die Oberschenkel 5 cm anheben

konnten und diese Position mindestens für drei Sekunden gehalten wurde. Die Aufgabe wurde dreimal durchgeführt und der höchste Wert wurde für die Normalisierung genutzt. Zusätzlich wurden die Daten nachträglich gefiltert, um den Einfluss der Herzfrequenz auf das Signal zu eliminieren. Die Daten wurden gleichgerichtet und mit einem Bandpass-Filter zwischen 17 und 500 Hz bearbeitet. Für jeden Versuch wurde das normalisierte mittlere EMG über 90 Sekunden berechnet. Für die CoM-Messungen wurde das mittlere Quadrat der horizontalen Schwankungen für jeden Versuch genutzt, um Vergleiche anzustellen.

### *Gehen*

Die Daten der Kraftmessplatte wurden durch die Nutzung einer eigens entwickelten Applikation für Microsoft Visual Studio, basierend auf der von Kistler zur Verfügung gestellten Software gesammelt. Die Daten wurden via UDP zu einem Simulink Model gesendet, das unter Benutzung von Matlab entwickelt wurde. Simulink wurde auch für das Gehen eingesetzt. Die Daten von den zwei Smartphones sendeten ihre Daten ebenfalls via UDP mit einer mit Android Studio entwickelten Applikation.

Die Bodenreaktionskräfte wurden am Körpergewicht normalisiert. Für die maximalen Kräfte wurden die Maxima des initialen Kontakts sowie der Abdruckphase extrahiert. Für die Rotationsdaten wurden die Daten des zweiten Sensors von denen des ersten subtrahiert, um die Amplitude der Rotation von Becken zum Thorax zu erhalten. Anschließend wurde der Mittelwert aus 15 Schritten berechnet. Zusätzlich wurde die Varianz der Daten über 15 Schritte erfasst. Die Schritte wurden über einen Kraftsensor bestimmt, der an der rechten Ferse angebracht war.

Die EMG-Daten wurden am Schrittzzyklus normalisiert. Die Daten für den Anlauf sowie den Auslauf gingen nicht in die Analyse ein. Anschließend wurden die EMG-Daten gleichgerichtet und mit einem Band-pass-Filter von 17 bis 500 Hz bearbeitet, um die Herzfrequenz zu eliminieren. Für jeden Versuch wurde das Quadratmittel jedes Schrittes berechnet.

#### 4.2.5 Statistische Auswertung

Die Auswertung erfolgte mit Hilfe des Statistikprogramms SPSS Version 22. Die multifaktorielle Normalverteilung wurde mithilfe eines Onlinetools geprüft (Korkmaz, Goksuluk, & Zararsiz, 2014). Das Signifikanzniveau wurde auf 5 % festgelegt. Die Daten der Fragebögen wurden mit t-Tests für verbundene Stichproben auf Unterschiede getestet. Für die Auswertung der biomechanischen und neuromuskulären Daten beim Stehen wurde Hotellings-Spur berechnet, eine Teststatistik der MANOVA mit Messwiederholung. Dabei wurde die Gruppe aufgrund des Matchings als Messwiederholungsfaktor (NSLBP vs. ohne NSLBP) behandelt und die Bedingung wurde ebenfalls als Messwiederholungsfaktor berücksichtigt. Als abhängige Variablen dienten die Verlagerung des CoM und die Aktivität des ES. Signifikante Effekte der MANOVA wurden mithilfe von univariaten Varianzanalysen für die einzelnen abhängigen Variablen weiter aufgeschlüsselt. Falls eine Verletzung der Sphärizitätsvoraussetzung vorlag, wurde eine Korrektur nach Greenhouse-Geisser verwendet. Signifikante Haupteffekte bei der univariaten Varianzanalyse wurden durch Post-hoc-Tests (paarweise Vergleiche mit Bonferroni-Korrektur) weiter aufgeschlüsselt.

Getrennt davon wurde für das Gehen ein Hotellings'  $T^2$ -Test für verbundene Stichproben verwendet. Da beim Gehen mit der Gruppe nur ein Faktor vorlag, wurde hier für die Hypothesenprüfung dieser Test gewählt. Dabei waren die Bodenreaktionskraft, die Rotation von Becken zu Thorax, die Variabilität der Rotation, die Aktivität des ES und die präferierte Ganggeschwindigkeit die abhängigen Variablen. Signifikante Effekte der multivariaten Testung wurden mithilfe von univariaten Testungen für die einzelnen abhängigen Variablen weiter aufgeschlüsselt.

In weiterführenden Analysen wurden – getrennt für die beiden Gruppen – Korrelationen zwischen den über die Fragebögen erfassten Variablen und den Parametern motorischer Kontrolle berechnet.

### 4.3 Ergebnisse

Im Folgenden werden nun die Ergebnisse der Fall-Kontroll-Studie dargelegt. Dabei wird in den vorbereitenden Analysen die Überprüfung der richtigen Gruppenzuordnung sowie die Überprüfung der Kontrollvariablen dargestellt. Im nächsten Abschnitt wird die Hypothesenprüfung vorgenommen. Abschließend werden weiterführende Analysen zum Zusammenhang der Kontrollvariablen und Parametern motorischer Kontrolle dargestellt.

#### 4.3.1 Vorbereitende Analysen

Die Auswertung bezieht sich in der Regel auf  $N = 40$  Studienteilnehmer. Lediglich bei dem Fragebogen zur körperlichen Aktivität fehlen die Daten von drei Personen pro Gruppe. Außerdem konnten die Daten der aktuellen Beanspruchung von zwei Studienteilnehmern nicht ausgewertet werden, da die Skala nicht vollständig ausgefüllt wurde.

Hinsichtlich der Schmerzintensität berichteten die Studienteilnehmer mit NSLBP einen akuten Schmerz von  $M = 2.6$  Punkten ( $SD = 1.7$ ) auf der 10-stufigen VAS und gaben  $M = 5.1$  Punkten ( $SD = 1.4$ ) als Schmerzintensität der letzten sechs Wochen an. Der Wert für akute Schmerzen lag in der Kontrollgruppe bei  $M = 0.1$  Punkten ( $SD = 0.4$ ) und über die letzten sechs Wochen bei  $M = 0.5$  Punkten ( $SD = 0.7$ ). Keiner der Studienteilnehmer der Kontrollgruppe berichtete eine Schmerzintensität  $> 2$  Punkte für die letzten sechs Wochen, während kein Studienteilnehmer der NSLBP-Gruppe seine Schmerzintensität mit  $< 3$  Punkten bewertete. Die Gruppen unterschieden sich signifikant hinsichtlich ihrer akuten Schmerzen ( $t(19) = 5.78, p < .001$ ) und der Schmerzen in den letzten sechs Wochen ( $t(19) = 8.00, p < .001$ ). Die Einschränkung gemessen durch den Roland-Morris-Fragebogen lag bei  $M = 4.2$  ( $SD = 2.2$ ) für die Gruppe von Personen mit NSLBP. Dieser Wert wird als niedrige Einschränkung eingeordnet. Die Kontrollgruppe berichtete keine Einschränkungen  $> 2$  Punkte ( $M = 0.75, SD = 0.53$ ). Für die Einschränkungen zeigte sich ebenfalls ein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen ( $t(19) = 3.52, p = .002$ ). Sowohl die VAS als auch der Roland-Morris-Fragebogen bestätigen die korrekte Zuordnung der Studienteilnehmer zu den jeweiligen Gruppen.

Im Folgenden werden die Ergebnisse der Kontrollvariablen dargelegt. Bezüglich der körperlichen Skala des Gesundheitszustands (gemessen mit dem SF-12) hatten Personen mit NSLBP signifikant geringere Werte als Personen ohne NSLBP ( $M = 48.0$  Punkte,  $SD = 8.0$  vs.  $M = 55.7$  Punkte,  $SD = 4.5$ ;  $t(19) = -3.84$ ,  $p = .001$ ), wohingegen sich auf der psychischen Skala keine Unterschiede erwiesen ( $M = 48.0$  Punkte,  $SD = 7.1$  vs.  $M = 48.1$  Punkte,  $SD = 10.1$ ;  $t(19) = -0.02$ ,  $p = .982$ ). Die Auswertung des Fragebogens zur Erfassung der habituellen körperlichen Aktivität ergab keine Unterschiede zwischen den Gruppen (Sport:  $M = 4.0$ ,  $SD = 0.2$  vs.  $M = 3.8$ ,  $SD = 0.1$ ;  $t(14) = 0.79$ ,  $p = .441$ ; Arbeit:  $M = 2.4$ ,  $SD = 0.5$  vs.  $M = 2.5$ ,  $SD = 0.4$ ;  $t(19) = -0.76$ ,  $p = .455$ ; Freizeit:  $M = 3.7$ ,  $SD = 0.2$  vs.  $M = 3.6$ ,  $SD = 0.2$ ;  $t(19) = 0.00$ ,  $p = .999$ ).

Für die Kontrollvariablen Körpergröße (NSLBP:  $M = 174.3$  cm,  $SD = 7.3$ ; KG:  $M = 172.8$  cm,  $SD = 8.4$ ), Gewicht (NSLBP:  $M = 70.9$  kg,  $SD = 10.9$ ; KG:  $M = 69.8$  kg,  $SD = 10.4$ ) und Standbreite (NSLBP:  $M = 14.38$  cm,  $SD = 4.87$ ; KG:  $M = 13.30$  cm,  $SD = 4.01$ ) zeigten die t-Tests keinen signifikanten Unterschied zwischen den Gruppen (alle  $ps \geq .210$ ).

#### 4.3.2 Überprüfung der Hypothesen

Zur Überprüfung der Unterschiede in der motorischen Kontrolle beim *Stehen* wurde eine 2x3 MANOVA (Gruppe [NSLBP vs. ohne NSLBP] x Bedingung [Augen offen vs. Augen verbunden vs. Schaumstoff]) durchgeführt. Als abhängige Variablen dienten der CoM sowie die Aktivität des ES im EMG. Bei der Überprüfung der Voraussetzungen der MANOVA zeigte sich eine Verletzung der multivariaten Normalverteilung für die abhängigen Variablen im Henze-Zirkler-Test ( $p < .001$ ). Dennoch wurde eine MANOVA durchgeführt, da das Verfahren relativ robust gegenüber Verletzungen der Normalverteilung ist. Die Hotelling-Spur der MANOVA mit Messwiederholung (siehe Tabelle 5) zeigte einen Haupteffekt für die unterschiedlichen Bedingungen ( $F(4,72) = 8.34$ ,  $p < .001$ ,  $\eta^2 = .718$ ). Kein signifikanter Haupteffekt zeigte sich für den Faktor Gruppe ( $F(2,18) = 0.57$ ,  $p = .575$ ,  $\eta^2 = .060$ ) sowie für die Interaktion zwischen Gruppe und Bedingung ( $F(4,72) = 0.13$ ,  $p = .970$ ,  $\eta^2 = .007$ ).

*Tabelle 5: Inferenzstatistische Ergebnisse des CoM und EMG in Abhängigkeit von Gruppe und Bedingung*

<b>Effekt</b>	<b>Wert</b>	<b>F</b>	<b>Hypo- these df</b>	<b>Fehler df</b>	<b>p</b>	<b><math>\eta^2</math></b>
<b>Gruppe</b>	0.06	0.57	2	18	.575	.060
<b>Bedingung</b>	0.93	8.34	4	72	.000	.718
<b>Gruppe * Be- dingung</b>	0.01	0.13	4	72	.970	.007

Um den signifikanten Haupteffekt für die unterschiedlichen Bedingungen aufzuschlüsseln, wurde je eine univariate Varianzanalyse pro abhängiger Variable berechnet. Bei der Überprüfung der Voraussetzungen für diese Testung zeigte sich eine Verletzung der Sphärizität für die EMG-Daten bei den unterschiedlichen Bedingungen ( $p < .001$ ). Daher wurde für die Unterschiedstestung der Bedingungen die Greenhouse-Geisser Korrektur verwendet.

Die Ergebnisse der univariaten Varianzanalysen zeigen einen signifikanten Effekt für den CoM ( $F(2,38) = 15.76$ ,  $p < .001$ ,  $\eta^2 = .453$ ), nicht aber für die EMG-Daten ( $F(1,19.02) = 2.07$ ,  $p = .166$ ,  $\eta^2 = .098$ ). Es zeigt sich durch die univariate Testung also, dass der signifikante Haupteffekt auf Ebene des CoM zustande kommt. Eine Post-hoc-Analyse für den CoM macht deutlich, dass sich die Ergebnisse beim Stehen auf dem Kissen sowohl signifikant von denen beim stabilen Stehen mit offenen Augen ( $p = .003$ ) als auch von denen beim stabilen Stehen mit verbundenen Augen ( $p < .001$ ) unterscheiden. Zwischen den beiden Bedingungen beim stabilen Stehen besteht kein Unterschied. Die deskriptiven Werte des CoM bei den verschiedenen Bedingungen sind in Tabelle 6 dargestellt.

*Tabelle 6: Deskriptive Statistik der CoM-Verlagerung für die Bedingungen*

	<b>CoM-Verlagerung</b>	
	<b>M</b>	<b>SD</b>
<b>Augen offen, stabil</b>	2.16 cm	2.45
<b>Augen verbunden, stabil</b>	2.13 cm	2.42
<b>Augen offen, Kissen</b>	2.27 cm	2.47

Für den nicht signifikanten Haupteffekt des Faktors Gruppe sind Mittelwerte und Standardabweichungen in Tabelle 7 dargestellt. Zwar zeigen sich Unterschiede auf deskriptiver Ebene, jedoch sind hohe Standardabweichungen zu erkennen.

*Tabelle 7: Deskriptive Statistik der abhängigen Variablen für die Gruppen beim Stehen*

Parameter	Bedingung	Gruppe	M	SD
<b>CoM</b>	<b>AO</b>	KG	1.71 cm	2.26
		NSLBP	2.60 cm	2.63
	<b>AV</b>	KG	1.67 cm	2.24
		NSLBP	2.59 cm	2.60
	<b>Kissen</b>	KG	1.83 cm	2.32
		NSLBP	2.71 cm	2.61
<b>EMG</b>	<b>AO</b>	KG	0.5 % subm. EMG	0.2
		NSLBP	0.6 % subm. EMG	0.2
	<b>AV</b>	KG	1.9 % subm. EMG	6.2
		NSLBP	1.9 % subm. EMG	6.1
	<b>Kissen</b>	KG	1.0 % subm. EMG	2.0
		NSLBP	1.0 % subm. EMG	1.9

*Anmerkungen.* AO: Augen offen; AV: Augen verbunden; Kissen: auf einem Schaumstoffkissen stehend; KG: Kontrollgruppe; NSLBP: Gruppe mit unspezifischen Schmerzen im unteren Rücken; % subm. EMG: % der submaximalen EMG-Aktivität

Für das *Gehen* war eine Auswertung der EMG-Daten leider nicht möglich, da das Signal von Kabelartefakten verunreinigt wurde. Die biomechanischen Daten mit dem Hotellings' T<sup>2</sup>-Test für verbundene Stichproben (NSLBP vs. ohne NSLBP) getestet. Die abhängigen Variablen waren die Bodenreaktionskraft, die Becken-Thorax-Rotation, die Variabilität dieser Variation sowie die präferierte Ganggeschwindigkeit. Bei der Überprüfung der Voraussetzungen zeigte sich eine multivariate Normalverteilung für die abhängigen Variablen ( $p > .05$ ) im Henze-Zirkler-Test. Der Hotellings' T<sup>2</sup>-Test ergab keinen signifikanten Haupteffekt für den Faktor Gruppe ( $F(4,16) = 0.62$ ,  $p = .657$ ,  $\eta^2 = .133$ ). Die deskriptiven Statistiken aller Parameter für beide Gruppen im Vergleich finden



sich in Tabelle 8. Hier ließen sich auf deskriptiver Ebene nur geringe Unterschiede zwischen den Gruppen feststellen. Lediglich für die Variabilität der Becken-Thorax-Rotation zeigte sich ein größerer Unterschied.

*Tabelle 8: Deskriptive Statistik der abhängigen Variablen für die Gruppen beim Gehen*

Parameter	Gruppe	<i>M</i>	<i>SD</i>
Bodenreaktionskraft	KG	1.10 kN	0.06
	NSLBP	1.07 kN	0.14
Rotation	KG	7.37°	3.42
	NSLBP	8.60°	3.45
Variabilität der Rotation	KG	8.08°	5.72
	NSLBP	12.40°	11.85
Präferierte Geschwindigkeit	KG	1.22 m/s	0.11
	NSLBP	1.17 m/s	0.46

*Anmerkungen.* KG: Kontrollgruppe; NSLBP: Gruppe mit unspezifischen Schmerzen im unteren Rücken

### 4.3.3 Weiterführende Analysen

In den weiterführenden Analysen sind Korrelationen zwischen Kontrollvariablen (aktuellen Beanspruchung, habitueller körperlicher Aktivität bzw. den Skalen des Gesundheitszustandes) und den Parametern motorischer Kontrolle berechnet worden. Hintergrund war eine weitere Aufklärung der hohen Varianzen. Die Ergebnisse werden für das Stehen und Gehen getrennt dargestellt. Die Korrelationen für das *Stehen* sind in Tabelle 9 dargestellt. Es zeigt sich lediglich ein signifikanter Zusammenhang für die körperliche Summenskala des Gesundheitszustands in der Kontrollgruppe mit der EMG-Aktivität unter erschwerten Bedingungen und den Schwankungen des CoM beim Stehen auf dem Kissen. Das heißt, dass in der Kontrollgruppe mit sinkendem Gesundheitszustand die Aktivität des ES unter erschwerten Bedingungen sinkt. Außerdem geht ein schlechter körperlicher Gesundheitszustand in der Kontrollgruppe mit erhöhten Schwankungen des CoM beim Stehen auf dem Kissen einher.

Neben den Korrelationen der Kontrollvariablen mit den Parametern motorischer Kontrolle wurden die Korrelationen für die Schmerzintensität und die

Einschränkungen in der Fallgruppe berechnet, um zu prüfen, ob ein Zusammenhang zwischen Schmerzintensität bzw. den Einschränkungen und motorischer Kontrolle erkennbar ist. Allerdings zeigen die Korrelationen keine Hinweise auf einen solchen Zusammenhang im Stehen.

Tabelle 9: Korrelationen zwischen Kontrollvariablen und variablen motorischer Kontrolle getrennt nach Gruppen beim Stehen

	Gruppe mit NSLBP				Kontrollgruppe			
	EMG		CoM		EMG		CoM	
	offen	zu	Kissen	offen	zu	Kissen	offen	zu
<b>VAS</b>	-.16	.12	.11	.23	.21			
<b>RMD</b>	-.13	-.13	-.13	-.26	-.25	-.26		
<b>Beanspr.</b>	.03	.14	.13	-.35	-.36	-.35	.27	.30
							.30	-.08
							-.07	-.11
<b>hKA</b>	-.36	.22	.21	-.13	-.12	-.13	.12	-.26
							-.23	.21
							.21	.21
							.23	.21
<b>Gesund körp</b>	.14	-.10	-.07	.09	.09	.08	-.02	-.61*
							-.60*	.42
							.44	.45*
<b>Gesund psych</b>	.13	.12	.14	-.04	-.06	-.06	.34	.14
							.19	-.28
							-.28	-.27

Anmerkungen. VAS: visuelle Analogskala; RMD: Roland-Morris-Fragebogen; Beanspr: Aktuelle Beanspruchung; hKA: habituelle körperliche Aktivität; Gesund körp: Körperliche Summenskala des Gesundheitszustands; Gesund psych: Psychische Summenskala des Gesundheitszustands; p < 0.05

Die Korrelationen für das *Gehen* sind in Tabelle 10 dargestellt. Die Ergebnisse zeigten dabei auch für das Gehen keine signifikanten Zusammenhänge zwischen aktueller Beanspruchung, habitueller körperlicher Aktivität bzw. den Skalen des Gesundheitszustandes mit den Parametern motorischer Kontrolle. Bei der Überprüfung von Zusammenhängen zwischen möglichen Einflussvariablen und den Parametern motorischer Kontrolle in der NSLBP-Gruppe zeigte sich lediglich ein signifikant negativer Zusammenhang zwischen den Einschränkungen im Roland-Morris-Fragebogen und der präferierten Ganggeschwindigkeit. Je stärker eine Person ihre Einschränkung bewertet, umso geringer ist die präferierte Geschwindigkeit der Person.

*Tabelle 10: Korrelationen Kontrollvariablen und Parameter motorischer Kontrolle getrennt nach Gruppen beim Gehen*

	NSLBP-Gruppe				Kontrollgruppe			
	GRF	Rot	Var	Präf	GRF	Rot	Var	Präf
<b>VAS</b>	.06	-.33	-.04	-.26				
<b>RMD</b>	.06	.20	.30	-.45*				
<b>Be- ansp.</b>	.11	-.03	-.28	-.15	-.07	-.15	.18	.04
<b>hKA</b>	.15	.41	.31	.17	.10	.05	.29	.33
<b>Gesund körp</b>	-.16	-.08	.08	.03	.18	.12	.30	.31
<b>Gesund psych</b>	.36	-.03	-.17	.22	.17	.29	.17	.23

*Anmerkungen.* VAS: visuelle Analogskala; RMD: Roland-Morris-Fragebogen; Beansp.: Aktuelle Beanspruchung; hKA: habituelle körperliche Aktivität; Gesund körp: Körperliche Summenskala des Gesundheitszustands; Gesund psych: psychische Summenskala des Gesundheitszustands; GRF: Bodenreaktionskraft; Rot: Rotation des Thorax-Becken-Bereichs; Var: Variabilität der Rotation; Präf: Präferierte Geschwindigkeit; \*  $p < 0.05$

#### 4.4 Diskussion

In dieser Studie wird die Hypothese untersucht, dass Unterschiede in der motorischen Kontrolle zwischen Personen mit NSLBP und gesunden Personen bestehen. Im Speziellen war das Ziel zu überprüfen, ob sich beim Stehen die Verlagerung des CoM sowie die Aktivität des ES unterscheidet und ob mögliche Unterschiede mit steigenden Anforderungen deutlicher werden. Für die Untersuchung des Gehens wurde angenommen, dass sich die Bodenreaktionskraft, die Rotation des Becken-Thorax-Bereichs, die Variabilität der Rotation sowie die präferierte Geschwindigkeit unterscheiden. Für alle Annahmen zu Unterschieden zwischen den Gruppen müssen die Nullhypothesen beibehalten werden. Einzelne, auf deskriptiver Ebene auftretende Unterschiede können somit nicht auf die Grundgesamtheit generalisiert werden.

Im Folgenden werden nun zuerst generelle Überlegungen hinsichtlich der Ergebnisse getrennt nach Stehen und Gehen dargestellt. Im Anschluss daran folgt eine Diskussion der spezifischen Charakteristika der vorliegenden Studie im Hinblick auf die Stichprobe und das Untersuchungsdesign.

Es zeigen sich für das *Stehen*, entgegen den Erwartungen, keine signifikanten Unterschiede zwischen Personen mit und ohne NSLBP für die CoM-Verlagerung oder die EMG-Aktivität des ES. Auf einer deskriptiven Ebene zeichneten sich allerdings höhere Werte in der CoM-Verlagerung für Personen mit NSLBP (siehe Tabelle 7) ab, die aufgrund einer hohen Streuung nicht signifikant zu werden scheinen. Die deskriptiven Daten deuten somit die erwartete Tendenz in Richtung eingeschränkter motorischer Kontrolle bei Personen mit NSLBP an. Personen mit NSLBP können ihre CoM-Verlagerungen möglicherweise nicht so schnell regulieren, sodass es zu größeren Verlagerungen kommt.

Es zeigt sich allerdings ein signifikanter Haupteffekt für die Bedingungen. Somit unterscheiden sich die Bedingungen Stehen mit offenen und verbundenen Augen auf festen Untergrund von der Bedingung Stehen auf dem Kissen bezüglich der CoM-Verlagerungen. Das Ziel, unterschiedliche Bedingungen mit unterschiedlich starken Anforderungen an die motorische Kontrolle zu stellen, scheint durch diesen signifikanten Effekt bestätigt zu werden. Allerdings konnte keine Interaktion zwischen der Gruppe und der Bedingung gefunden

werden. Somit kann für diesen Parameter, entgegen der Erwartung, keine erhöhte Differenzierung zwischen den Gruppen mit steigender Schwierigkeit der Aufgabe nachgewiesen werden.

Die hohe interindividuelle Varianz der Parameter und die nicht signifikant werdenden Unterschiede sowie die fehlende Interaktion können durch zwei Faktoren erklärt werden: (1) die Vielzahl an Freiheitsgraden, die mit den verschiedenen motorischen Kontrollprozessen einhergehen, sowie (2) die geringe Nutzung von Ressourcen aufgrund der geringen Aufgabenschwierigkeit.

Von Hodges und Tucker (2011) wird die *Problematik hoher Freiheitsgrade* angeführt, um zu erklären, warum Veränderungen der motorischen Kontrolle individuell und aufgabenspezifisch unterschiedlich sind. Veränderungen auf den verschiedenen Ebenen des motorischen Kontrollsystems können im Ergebnis komplementär, additiv oder konkurrierend zusammenwirken. Das beinhaltet, dass Veränderungen nicht durch einfache Mechanismen, wie eine direkte Inhibition durch nozizeptive Afferenzen auf Motorneuronen, erklärt werden können. Stattdessen scheinen die Mechanismen verschiedene Ebenen motorischer Kontrollprozesse zu involvieren. Es konnten bereits Unterschiede auf spinaler und kortikaler Ebene gezeigt werden, die Einfluss auf das Planen motorischer Antworten haben (Hodges & Moseley, 2003). Die Verbindung zwischen der Wirkung des Schmerzes und der Veränderung auf spinaler und kortikaler Ebene ist allerdings noch nicht vollständig erforscht. Es scheint jedoch eine Aufgabe des motorischen Systems zu sein, schmerzhaft Strukturen zu schützen. Mit Schmerz als einem Prozess des zentralen Nervensystems, der höchste Priorität hat, ist die Leistung des motorischen Systems gestört (Moseley & Hodges, 2005).

Die auftretenden Unterschiede auf neuronaler Ebene verändern auch die muskuläre Aktivierung sowie die Biomechanik. Mit Bezug auf NSLBP heißt das, dass beispielsweise unterschiedliche Schmerzregionen oder Aufgaben unterschiedliche Anpassungen der Aktivität erfordern. Um die Anforderungen an die Schmerzregion dennoch erfüllen zu können, ändert sich die muskuläre Aktivität anderer umliegender Muskeln sowie innerhalb eines Muskels über ver-

schiedene Kompartments, was wiederum die Biomechanik des Stehens beeinflusst. Da die Veränderungen der motorischen Kontrolle durch eine mögliche Abhängigkeit von der Schmerzregion bzw. der Aufgabe eine hohe Varianz haben können, kann sich dies auch in den messbaren Veränderungen auf muskulärer und biomechanischer Ebene in Reaktion auf die Schmerzen widerspiegeln. Dies würde jedoch bedeuten, dass die Varianz der Parameter motorischer Kontrolle in der Fallgruppe höher sein müsste, da der Schmerz die unterschiedlichen Reaktionen hervorruft. Dies bestätigt sich in der vorliegenden Studie nicht. Die Daten zeigen entsprechend, dass unter Schmerzen keine höhere Varianz der Parameter motorischer Kontrolle im Vergleich zu der Varianz der Parameter motorischer Kontrolle ohne Schmerzen aufzutreten scheint (siehe Tabelle 7).

Eine weitere Möglichkeit wäre, dass eine hohe Varianz möglicher Einflussvariablen innerhalb der Gruppen eine Variation der Parameter motorischer Kontrolle bewirkt. Daher wurden in den weiterführenden Analysen Korrelationen zwischen den Einflussvariablen und den Parametern motorischer Kontrolle berechnet. Hierbei konnte jedoch lediglich in der Kontrollgruppe ein Zusammenhang für die körperliche Skala des Gesundheitszustands und den Parametern motorischer Kontrolle unter erschwerten Bedingungen gefunden werden. Das bedeutet, dass in der Kontrollgruppe ein schlechterer körperlicher Gesundheitszustand mit einer geringeren EMG-Aktivität des ES unter erschwerten Bedingungen und höheren Verlagerungen des CoM beim Stehen auf dem Kissen zusammenhängt. Allerdings ergeben sich keine signifikanten Zusammenhänge für Personen mit NSLBP. Insgesamt zeigen die weiterführenden Analysen entsprechend, dass ein Zusammenhang möglicher weiterer Einflussvariablen mit den Parametern motorischer Kontrolle die hohe Varianz nicht erklären kann.

Neben der Vielzahl der Freiheitsgrade ist es auch möglich, dass die *geringe Nutzung von Ressourcen aufgrund der niedrigen Anforderung der Aufgabe* die hohe Varianz erklärt. Das Ziel der posturalen Kontrolle sind die posturale Orientierung und das posturale Gleichgewicht, wobei die posturale Orientierung die aktive Kontrolle der Körperausrichtung in Bezug auf die Umwelt und interne

Referenzen und das posturale Gleichgewicht die Koordination sensomotorischer Strategien zur Stabilisierung des CoM beinhaltet (Horak, 2006). Durch die statische Natur des ruhigen Stehens sind die Kräfte, die auf den Körper wirken, unter Umständen nicht fordernd genug. Einschränkungen im motorischen Kontrollsystem können kompensiert werden und haben keinen tiefgreifenden Einfluss.

Um das posturale Gleichgewicht zu stabilisieren, können verschiedene Strategien genutzt werden. Eine davon ist die Sprunggelenksstrategie, bei der der CoM durch Rotationen um das Sprunggelenk verlagert wird. Bei der Hüftstrategie wird der CoM durch Extension und Flexion im Hüftgelenk neu ausgerichtet. Die dritte Strategie ist die Schritt-Strategie, bei der ein Schritt oder reines Hüpfen genutzt wird, um die Unterstützungsfläche unter den CoM zu bringen (Horak & Nashner, 1986). Für ruhiges Stehen wird berichtet, dass hauptsächlich die Sprunggelenksstrategie genutzt wird (Horak & Nashner, 1986). Bei Personen mit NSLBP scheint jedoch die Hüftstrategie eingeschränkt zu sein (Claeys et al., 2011; Johanson et al., 2011). Somit würden Unterschiede erst durch Aufgaben deutlich werden, bei denen eine Nutzung der Hüftstrategie notwendig ist. In Studien, die Aufgaben mit höheren Anforderungen – wie die Reaktion auf eine Perturbation – stellen (Gotze et al., 2015; Henry et al., 2006), konnten Unterschiede zwischen den Gruppen im Sinne von größeren CoM-Verlagerungen bei Personen mit NSLBP gezeigt werden.

In neuesten Studien zur posturalen Kontrolle wurden außerdem verschiedene in aktuelleren Modellen genannte Erklärungen getestet, die sich in der Anzahl der beteiligten Gelenke und deren Freiheitsgrade für die posturale Kontrolle unterscheiden. Diese weisen darauf hin, dass Modelle, in denen bis zu sieben Freiheitsgrade berücksichtigt werden, eine höhere gemeinsame Varianzaufklärung zeigen, als Modelle mit weniger Freiheitsgraden (Kilby, Molenaar, & Newell, 2015). In diesem Fall beinhaltet die Stabilisierung des posturalen Gleichgewichts ein komplexes Muster an Gelenkbewegungen, und eine Einschränkung der Hüftbewegung spielt nur eine untergeordnete Rolle, da sie durch andere Gelenke beim ruhigen Stehen kompensiert werden kann. Dies wäre eine weitere Möglichkeit, warum beim ruhigen Stehen aufgrund der geringen Anforderungen keine Unterschiede gefunden werden konnten.



Für die Erklärung der Ergebnisse des CoM ist ein weiterer Punkt zu diskutieren: die *Auswahl adäquater Parameter zur Messung motorischer Kontrolle*. Dabei ist fragwürdig, ob eine optimale posturale Kontrolle wirklich eine Minimierung der CoM-Verlagerung zur Folge hat. Kiemel, Zhang, und Jeka (2011) postulieren, dass die Stabilisierung mit nahezu minimaler Muskelaktivität das Ziel der posturalen Kontrolle beim Stehen sei. Solange die CoM-Verlagerung entsprechend im Bereich der Unterstützungsfläche ist, besteht für das posturale Kontrollsystem keine Notwendigkeit mehr, muskuläre Aktivität zu produzieren. Diese zusätzliche Aktivität würde lediglich einen höheren Energieaufwand bedeuten. Daher kann das Ausbleiben eines signifikanten Unterschieds auch darauf zurückgeführt werden, dass aufgrund der geringen Anforderung der Aufgabe der CoM nie außerhalb der Unterstützungsfläche liegt. Daraus folgt, dass keine Anpassung des Nervensystems notwendig ist.

Für das *Gehen* zeigt sich auf der Ebene der biomechanischen Parameter ebenfalls entgegen der Erwartung kein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen. Es konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen für die Rotation des Oberkörpers gegenüber dem Becken, der Bodenreaktionskraft, der Variabilität der Rotation sowie der präferierten Geschwindigkeit gefunden werden. Allerdings zeichneten sich für die Variabilität der Rotation die erwarteten Unterschiede auf der deskriptiven Ebene ab: Personen mit NSLPB zeigen eine höhere Variabilität der Becken-Thorax-Rotation. Weder die präferierte Ganggeschwindigkeit, die Rotation des Oberkörpers gegenüber dem Becken, die Bodenreaktionskraft noch die präferierte Ganggeschwindigkeit unterscheiden sich allerdings klar auf deskriptiver Ebene.

Die inferenzstatistische Zurückweisung der Gruppenunterschiede beim Gehen auf Ebene der biomechanischen Parameter kann durch verschiedene Faktoren erklärt werden: (1) wiederum die Vielzahl an Freiheitsgraden der verschiedenen motorischen Kontrollprozesse, (2) die relativ hohe körperliche Aktivität der Studienteilnehmer und (3) die Rotationsamplitude als nicht adäquater Indikator für motorische Kontrolle.

Wendet man das Modell von Hodges und Tucker (2011) auch beim Gehen an, können die Veränderungen auf den verschiedenen Ebenen des motorischen

Systems komplementär, additiv oder konkurrierend aufeinander wirken. Wie beim Stehen liegt auch für das Gehen die *Annahme einer funktionalen Veränderung der motorischen Kontrolle mit einer Vielzahl an Freiheitsgraden* zugrunde, um schmerzhafte Strukturen zu schützen. Eine Betrachtung der Unterschiede auf Gruppenebene ohne weitere Differenzierung der NSLBP-Gruppe, beispielsweise nach der genauen Schmerzregion, kann möglicherweise spezifische Unterschiede nicht aufdecken. Andererseits müsste sich in diesem Fall entsprechend für das Gehen eine höhere Varianz der Messwerte einzelner Parameter für die Personen mit NSLBP abzeichnen. Hinweise dafür zeigen sich nur für die Variabilität der Rotation (siehe Tabelle 8). Möglicherweise wirkt sich also eine veränderte motorische Kontrolle abhängig von bestimmten differentiellen Faktoren auf die Variabilität der Rotation und die Bodenreaktionskraft aus. Eine weitere Möglichkeit wäre, dass der Einfluss von Variablen, wie die körperliche Aktivität, durch eine Varianz innerhalb der Gruppen zu einer Variation der Parameter motorischer Kontrolle führt. Daher wurden in den weiterführenden Analysen Korrelationen zwischen den Einflussvariablen und den Parametern motorischer Kontrolle ebenfalls für das Gehen berechnet. Hierbei konnte jedoch kein Zusammenhang bestätigt werden. Somit scheint die große interindividuelle Variation der Parameter nicht auf Einflussvariablen wie aktuelle Beanspruchung, körperliche Aktivität oder den Gesundheitszustand zurückzuführen zu sein.

Die *relativ hohe körperliche Aktivität in der NSLBP-Gruppe* liefert eine weitere Erklärungsmöglichkeit, warum keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen gefunden wurden. Die systematischen Literaturanalysen zum Gehen (siehe Kapitel 3.2; Ghamkhar & Kahlaee, 2015) zeigen unter anderem eine höhere Bewegungsvariabilität bei Personen mit NSLBP. Steele, Bruce-Low, Smith, Jessop und Osborne (2014) gehen davon aus, dass eine verringerte Kraft der lumbalen Extensoren mit einer erhöhten Bewegungsvariabilität beim Gehen einhergeht. In diesem Fall bedingt die geringere Kraft die exakte Steuerung und das gleichmäßige Aufrechterhalten der Kraft. Da die beide in die Untersuchung eingeschlossenen Gruppen recht aktiv sind (mit 4.0 und 3.8 Punkten auf der Sportskala), könnte die sportliche Aktivität dazu führen, dass

die Muskulatur der Gruppe von Personen mit NSLBP im Vergleich mit der Kontrollgruppe etwa gleich stark ausgeprägt ist. Sollte die erhöhte Variabilität also lediglich durch eine verringerte Kraft aufgrund geringerer körperlicher Aktivität zustande kommen, könnte dies erklären, wieso sich keine signifikanten Unterschiede zeigten.

Dass keine Unterschiede für die Rotation gefunden werden konnten, kann außerdem darin begründet liegen, dass die *Amplitude der Rotation als Parameter weniger geeignet* sein könnte, da diese koordinativen Prozesse nicht vollständig abbildet (Lamoth et al., 2002). Wichtiger zum Abbilden der Koordination als die reinen Rotationsamplituden könnte die Phasenverschiebung zwischen phasengleicher und phasenverschobener Koordination der Becken-Thorax-Rotation sein. Jedoch zeigen beispielsweise R. Müller et al. (2015) bei ihren Tests auch Unterschiede in der Rotationsamplitude zwischen den Gruppen. Ein möglicher Grund hierfür könnte sein, dass in einzelnen Studien lediglich Unterschiede in bestimmten Gangphasen entdeckt werden konnten (Crosbie et al., 2013). Ein Mittelwert über den gesamten Schrittzzyklus könnte entsprechend zu ungenau sein, um Differenzen zu erkennen. Auf der anderen Seite existieren Studien, in denen auch Unterschiede auf Mittelwertsebene gefunden wurden (Christe et al., 2017; R. Müller et al., 2015).

Allerdings kann ein Fehlen von signifikanten Gruppenunterschieden im Stehen und Gehen auch durch spezifische Charakteristika der Studie entstanden sein. Darunter fallen (1) die Stichprobenauswahl, (2) die Stichprobengröße, (3) die verwendete Sensorik sowie (4) die Definition von Fällen und Kontrollen.

Dass in manchen Studien, im Gegensatz zur vorliegenden Studie ein Unterschied berichtet wird, kann an einer unterschiedlichen *Stichprobenauswahl* liegen. Eine unterschiedliche Stichprobenauswahl kann aufgrund differentieller Effekte die Ergebnisse beeinflussen. Allerdings liefert die Literatur lediglich erste Hinweise, dass beispielsweise die Schmerzintensität (Ruhe et al., 2011b) und die Schmerzdauer (siehe Kapitel 3.1) einen Einfluss auf die motorische Kontrolle haben können. Sowohl die Schmerzintensität als auch die mit den Schmerzen einhergehenden Einschränkungen wurden daher zunächst als Kontrollvariablen für eine Bestätigung der richtigen Gruppenzuweisung der

Personen miterhoben. Die aktuelle Schmerzintensität der Studienteilnehmer sowie die damit verbundenen Einschränkungen sind in der Gruppe der Personen mit NSLBP gering, was bedeutet, dass die Stichprobe nur wenig durch die Schmerzen beeinflusst wird. Trotzdem bestätigen die Ergebnisse zur Schmerzintensität und zur Einschränkung die Gruppenzuteilung. Es konnten außerdem in anderen Studien schon Unterschiede zwischen Personen mit geringer Schmerzintensität und der gesunden Kontrollgruppe gefunden werden (Kiers et al., 2015; Lafond et al., 2009). So sind die Angaben für die Einschränkungen ebenfalls vergleichbar mit denen anderer Studien, die einen Unterschied zwischen den Gruppen aufweisen konnten (S. H. Kim et al., 2017; Mok et al., 2004; Taylor et al., 2004). In weiteren Analysen wurde ebenfalls der Zusammenhang der Kontrollvariablen mit den Parametern motorischer Kontrolle getestet. Es zeigte sich hier allerdings kein Zusammenhang zwischen der Schmerzintensität bzw. Einschränkungen und den Veränderungen der motorischen Kontrolle. Die Schmerzdauer wurde durch die Inklusionskriterien auf mindestens sechs Monate festgelegt. Eine weitere Differenzierung erfolgte nicht. Hinweise auf eine Differenzierung nach Schmerzdauer liegen auch lediglich für akute und chronische Schmerzen vor (siehe Kapitel 3.1).

Neben möglichen differentiellen Effekten besteht die Möglichkeit, dass die *Stichprobengröße* der vorliegenden Studie die Gültigkeit der Ergebnisse limitiert. Entsprechend der Ergebnisse vorhergehender Studien wurde eine Poweranalyse zur Berechnung der Stichprobengröße durchgeführt. Dabei musste die Effektstärke geschätzt werden, da diese in den Studien nicht berichtet wurde. Für die Schätzung der Höhe der Effektstärke wurde sich an der Stichprobengröße bisheriger Studien orientiert. Mit Blick auf den Publikationsbias (Easterbrook, Berlin, Gopalan, & Matthews, 1991), nach dem nicht signifikante Ergebnisse unter Umständen nicht veröffentlicht werden, wurde die Effektstärke möglicherweise überschätzt. Berechnet man nachträglich erneut die Stichprobengröße und legt die gefundenen Effektstärken zugrunde, so zeigt sich, dass eine Stichprobengröße im dreistelligen Bereich nötig gewesen wäre, um signifikante Effekte zu finden. Aufgrund der Komplexität motorischer Kontrollprozesse sowie der Möglichkeit differentieller Effekte scheint die vorliegende Stichprobengröße zu gering gewählt gewesen zu sein.

Bezüglich der verwendeten *Sensoren* ist anzumerken, dass die Nutzung der Kraftmessplatte zur Bestimmung des CoM die gängige Methode ist. Ursprünglich geplant war eine Messung des CoP, wie sie in den meisten Studien vorgenommen wird. Eine Aufzeichnung der nötigen Momente ist leider nicht erfolgt, sodass eine Berechnung des CoP nicht möglich war. Allerdings wurde auch der CoM bereits in Studien zur Erfassung der Körpergewichtsverlagerungen verwendet (Gotze et al., 2015; Henry et al., 2006), in denen ein Unterschied zwischen den Gruppen gezeigt werden konnte. In diesen Studien wurde jedoch die Reaktion auf Störreize von außen betrachtet. Der CoM scheint demnach aufgrund der Abbildung des Mittelpunktes der gesamten Körpermasse besser geeignet, um bei Messungen mit größeren Verlagerungen eingesetzt zu werden, die nicht durch andere Gelenke, wie beispielsweise die Sprunggelenke, kompensiert werden können. Kleine Verlagerungen, die über die Sprunggelenke reguliert werden – wie beim ruhigen Stehen – werden eher mit der Berechnung des CoP verglichen. Allerdings zielte die vorliegende Untersuchung nicht auf eine Untersuchung der Sprunggelenksregulation ab, sondern es wurde von Unterschieden zwischen Personen mit und ohne NSLBP im Lenden-Becken-Bereich ausgegangen.

Bei der Verwendung des EMG-Systems spricht der Hersteller davon, dass sowohl das beim Stehen als auch das beim Gehen verwendete System eine hohe Signal-to-noise-Ratio habe (g.USBamp, 2018; g.MOBIlab+, 2018). Dies konnte für die Messung beim Gang leider nicht bestätigt werden. Beim Stehen wurde ein hochwertiges System verwendet, das nicht portabel ist. Bisher gibt es allerdings keine Untersuchung zur Reliabilität und Größe des Messfehlers mit diesem System. Bezüglich der Anbringung und Durchführung wurde sich jedoch an die gängigen Empfehlungen zur Messung von EMG-Daten gehalten (Konrad, 2005).

Für die mit den Smartphones erfassten Daten der Thorax-Becken-Rotation zeigt eine Analyse, dass die Sensoren kostengünstig sind, allerdings aber auch Einschränkungen in der Genauigkeit der Messung mit sich bringen (Kos, Tomazic, & Umek, 2016). Yang, Zheng, Wang, McClean und Harris (2012) berichten in ihrer Untersuchung von Smartphone-Sensoren Intra-Klassen-Korrelationen zwischen 0.997 und 0.401 abhängig vom gemessenen Parameter.

Dabei lagen die Korrelationen für die gemittelten Quadratsummen der Beschleunigung in horizontaler und vertikaler Richtung allerdings zwischen 0.99 und 0.92. Für die in der vorliegenden Studie verwendeten Daten zur Rotation der Becken-Thorax-Region wurden allerdings nicht die abgeleiteten Beschleunigungsdaten zur Berechnung verwendet, da sich diese in der Vortestung als sehr anfällig für Störungen beim Gehen erwiesen. Es wurde stattdessen auf die Positionsdaten des Smartphones zurückgegriffen. Eine Reliabilitätsmessung dieser Erhebungsmethode sowie des gesamten Systems steht allerdings noch aus und ist für die Zukunft anzustreben. Außerdem können durch die Anbringung der Smartphones Messfehler entstehen. Die Sensoren wurden mit Gurten am Becken und Brustkorb angebracht. Silsupadol, Teja und Lugade (2017) bestätigen, dass eine solche Anbringung des Smartphones mit einem Gurt geeignet für die Messung von Gangmustern ist. Während der Messung wurde darauf geachtet, dass die Gurte fest sitzen, um Bewegungen des Smartphones, die nicht auf die Rotation des Körpers zurückzuführen sind, zu vermeiden. Eine exakte Anbringung war allerdings nicht möglich, wenngleich sich bei der Anbringung an knöchernen Punkten orientiert wurde. Ein weiteres Problem dabei war, dass eine leichte Bewegung der Smartphones gerade beim Gehen nicht ausgeschlossen werden konnte. Aufgrund der Zielsetzung des Gesamtprojektes, die Grundlagen für ein alltagstaugliches Feedbacksystem zu legen, wurde sich jedoch für die Verwendung von Smartphone-Sensoren anstelle spezieller Inertialsensoren entschieden. Somit unterscheidet sich die Untersuchung hier von den anderen Untersuchungen, da Smartphone-Sensoren als alltagsnäher bewertet wurden.

Darüber hinaus sind grundlegende Probleme der empirischen Forschung in diesem Bereich zu diskutieren. Die *Definition von nicht-spezifischen Rückenschmerzen* ist schwierig, da es sich um eine Ausschlussdiagnose handelt. Daher wurden spezielle Einschlusskriterien definiert, beispielsweise bezüglich der Schmerzregion sowie der Schmerzdauer, um die Fälle genauer zu bestimmen. Ein weiteres Problem ist, dass in den Studien nicht die Personengruppe untersucht wird, die typischerweise betroffen ist. Hier ist das Alter der Stu-

dienteilnehmer häufig sehr niedrig. Da es allerdings wichtig ist, eine Degeneration der Wirbelsäule auszuschließen, ist die gängige Methode, Personen unter 40 Jahren zu testen und damit aufwendige bildgebende Verfahren zu vermeiden. In bereits erschienenen Studien konnten allerdings auch Unterschiede zwischen jungen Erwachsenen mit und ohne NSLBP nachgewiesen werden (Johanson et al., 2011; T. Kim & Chai, 2015).

Die *Definition der Kontrollgruppe* bringt ebenfalls gewisse Schwierigkeiten mit sich. In der vorliegenden Studie wurde die Kontrollgruppe definiert durch keine Rückenschmerzen in den letzten 12 Monaten, die länger als 24 Stunden anhielten oder einen Arztbesuch erfordert hätten. Diese Definition schließt langfristige Veränderungen zwar aus, beinhaltet jedoch nicht, dass die Studienteilnehmer völlig schmerzfrei sind. Dies spiegelt sich auch in der Messung der Schmerzintensität wider. Andererseits ist dies eine Definition, wie sie in einigen Studien verwendet wird (Lee et al., 2007; Mok et al., 2004; Notzel et al., 2011; Popa, Bonifazi, Della Volpe, Rossi, & Mazzocchio, 2007; Vogt et al., 2001; Zahraee et al., 2014). Ein weiteres Kriterium, welches in Studien herangezogen wird, ist die Schmerzintensität der letzten sechs Wochen. Diese sollte den Wert von zwei auf einer zehnstufigen Skala keinesfalls überschreiten (Brumagne et al., 2004; Kiers et al., 2015). Auch dieses Kriterium wurde nachträglich in der vorliegenden Studie getestet. Für das Kriterium der Schmerzintensität existieren jedoch auch Studien, die eine Schmerzintensität mit einem Wert von null fordern (Claeys et al., 2015; Johanson et al., 2011). Unklar bleibt somit, ob die Kriterien ausreichend waren, um eine adäquate Differenzierung zwischen den Gruppen zu gewährleisten. Allerdings konnten in Studien mit den aufgeführten Kriterien für die Schmerzintensität bereits Unterschiede zwischen den Gruppen nachgewiesen werden (Lee et al., 2007; Mok et al., 2004; Vogt et al., 2001). Eine weitere Schwierigkeit ergibt sich jedoch daraus, dass der kausale Zusammenhang zwischen NSLBP und motorischer Kontrolle nicht aufgeklärt ist. Sollten Veränderungen der motorischen Kontrolle NSLBP vorausgehen, wird die Bestimmung einer Kontrollgruppe anhand der Daten zum Zeitpunkt der Messung nahezu unmöglich. Motorische Kontrolle wäre in diesem Fall schon verändert, bevor Schmerzen entstehen. In der Erforschung

veränderter motorischer Kontrolle wird allerdings das Fall-Kontroll-Studiendesign häufig genutzt, um von Unterschieden in der Ausprägung eines Parameters auf Veränderungen zu schließen, auch wenn diese nicht direkt gemessen werden. Um diese Beziehung zukünftig aufzuklären, sind Langzeitstudien unerlässlich.

Für die Zukunft ist es neben der genauen Messung der Reliabilität des Systems und der Anfertigung von Langzeitstudien wichtig, Situationen mit höheren Anforderungen an das motorische Kontrollsystem zu untersuchen, z. B. bei Perturbation des Untergrunds. Gegebenenfalls werden vorhandene Unterschiede hierbei deutlicher. Zusätzlich wäre es interessant, übergeordnete Parameter wie Anpassungsfähigkeit und Bewegungsökonomie zu betrachten. Gerade diese Parameter spiegeln durch ihre komplexeren zugrundeliegenden Mechanismen die motorische Kontrolle mit der Aufgabe der Organisation und Durchführung von Bewegung besser wider. Weiter könnten auch Musteranalysen helfen, die Zusammenhänge der verschiedenen Parameter besser zu erfassen und Muster des Zusammenwirkens zu erkennen.

#### **4.1 Zusammenfassung**

In der Studie wurde auf Basis der Literatur die Frage untersucht, ob es Unterschiede in der motorischen Kontrolle zwischen Personen mit und ohne NSLBP beim Stehen und Gehen gibt. Dabei wurden neuromuskuläre wie auch biomechanische Parameter erhoben. Die in der Literatur beschriebenen Unterschiede zwischen den Gruppen konnten nicht repliziert werden. Für das Stehen zeigte sich kein Unterschied der Aktivität des ES bzw. der Verlagerungen des CoM zwischen den Gruppen. Beim Gehen zeigten sich ebenfalls keine Unterschiede in der Bodenreaktionskraft, der Becken-Thorax-Rotation, der Variabilität der Rotation bzw. der präferierten Geschwindigkeit zwischen den Gruppen. Dass sich keine Unterschiede bezüglich der motorischen Kontrolle zwischen den Gruppen bestätigten, kann in den unterschiedlichen Veränderungen auf verschiedenen Ebenen begründet sein. Diese wirken durch die Komplexität des motorischen Systems auf unterschiedliche Weise zusammen.



Weitere mögliche Erklärungen für nicht gefundene Effekte sind die spezifischen Charakteristika der Studie, wie beispielsweise die Stichprobenauswahl.

## 5 Fazit und Ausblick

In diesem Kapitel wird abschließend ein Gesamtfazit (siehe Kapitel 5.1) gezogen und ein Ausblick für Anschlussforschung gegeben (siehe Kapitel 5.2).

### 5.1 Gesamtfazit

Aufgrund der hohen gesellschaftlichen Relevanz von NSLBP und der bisher nicht zufriedenstellenden Behandlungsmaßnahmen steht die Erforschung dieses Krankheitsbilds im Mittelpunkt verschiedener Studien. Dabei spielt auch die Betrachtung der motorischen Kontrolle bei Alltagsbewegungen wie Stehen und Gehen besonders in den letzten Jahren eine Rolle. Jedoch erfolgt in Studien keine ganzheitliche Betrachtung neuromuskulärer und biomechanischer Parameter gemeinsam, sondern lediglich einzelner Parameter.

Entsprechend beschäftigt sich die vorliegende Arbeit mit der Forschungsfrage, ob Unterschiede in der motorischen Kontrolle auf neuromuskulärer und biomechanischer Ebene zwischen Personen mit und ohne NSLBP bestehen. Anhand zweier systematischer Literaturanalysen ließen sich Unterschiede in der motorischen Kontrolle zwischen Personen mit NSLBP und gesunden Personen beim Gehen und Stehen feststellen. Diese Unterschiede beinhalten beim Stehen eine erhöhte Aktivierung der Hüft- und Rückenmuskulatur, erhöhte Schwankungen des CoP unter erschwerten Bedingungen sowie eine größere Abhängigkeit von der Sprunggelenkstrategie für Personen mit NSLBP. Die Qualität der meisten Studien kann nur als moderat bewertet werden und Vorgaben für ein standardisiertes Vorgehen fehlen.

Beim Gehen zeigen sich für dieselbe Personengruppe in der Literaturanalyse eine erhöhte Aktivierung der Rückenmuskulatur, eine geringere Rotation von Becken zu Oberkörper, eine erhöhte Variabilität der Rotation sowie weniger antiphasische Muster. Wie bereits erwähnt, ist auch hier die Qualität der Studien, die zur Literaturanalyse herangezogen wurden, meist nur moderat. Es existieren nur wenige qualitativ hochwertige Studien. In Studien mit limitierter Qualität sind häufig die Fall- und Kontrollgruppen nicht ausreichend definiert. Um eine bessere Studienqualität zu gewährleisten, sind hier Standards notwendig.

Die außerdem in der Literaturanalyse angestrebte Aufklärung spezifischer Faktoren zur Erklärung der unterschiedlichen Studienergebnisse konnte zudem keine eindeutigen Befunde liefern. Die betrachteten Faktoren wie das Alter der Studienteilnehmer oder Schmerzintensität brachten keine ausreichende Aufklärung hinsichtlich der unterschiedlichen Ergebnisse. Für die Schmerzdauer und die spezifische Aufgabe fanden sich Hinweise darauf, dass diese Faktoren einen Einfluss auf die Ergebnisse haben könnten.

In den in Kapitel 3 dargestellten Literaturanalysen zeigt sich, dass die Ergebnisse zur motorischen Kontrolle beim Stehen und Gehen von Personen mit NSLBP im Vergleich zu Gesunden auf der Basis der empirischen Befundlage zusammenpassen und sich ergänzen. Eine erhöhte Aktivität des ES sowie eine Versteifung der Lenden-Becken-Region scheint sich zu bestätigen. Für die Aktivität der Bauchmuskulatur wurden inkonsistente Ergebnisse gefunden. Damit gehen die Ergebnisse der systematischen Literaturanalysen größtenteils mit den Ergebnissen bisheriger Reviews zu einzelnen Parametern konform. Zusätzlich konnten die Ergebnisse, um weitere Parameter ergänzt werden, sodass eine umfassende Betrachtung motorischer Kontrolle auf neuromuskulärer und biomechanischer Ebene möglich ist.

Insgesamt bestätigt sich die Grundannahme aller zu Beginn dargestellten Modelle, dass die muskuläre Aktivität unter Schmerzen verändert ist. Eine reflexartig, prinzipiell erhöhte Aktivität von Agonist und Antagonist im gesamten Lenden-Becken-Bereich, wie es bei Travell et al. (1942) im „Pain-spasm-pain“-Modell beschrieben wird, konnte jedoch nicht gefunden werden, da sich im Bereich der Bauchmuskulatur keine eindeutig erhöhte Aktivität bei Personen mit NSLBP gezeigt hat. Eine eindeutige Erhöhung der gesamten agonistischen Muskulatur und eine verringerte Aktivität der antagonistischen Muskulatur als Adaptation an den Schmerz, wie im „Pain-adaptation“-Modell beschrieben (Lund et al., 1991), kann ebenfalls nicht bestätigt werden. Bezüglich Stehen und Gehen ist es aufgrund der statischen Natur des Stehens und der Phasenspezifität des Gehens kaum möglich, Agonist oder Antagonist eindeutig zu bestimmen; zum anderen zeigen die inkonsistenten Ergebnisse der Aktivität der Bauchmuskulatur, dass hier kein klares Schema zu erkennen ist. Die

Ergebnisse treffen somit am besten die Voraussagen des Modells zur Adaptation bei Schmerz von Hodges und Tucker (2011) oder des Modells des stabilisierenden Systems der Wirbelsäule von Panjabi (1992). In diesen Modellen wird eine veränderte muskuläre Aktivität beschrieben, die zu Veränderungen auf biomechanischer Ebene führt. Diese veränderte muskuläre Aktivität wird jedoch nicht weiter spezifiziert. Hodges und Tucker (2011) argumentieren stattdessen, dass es aufgrund von Komplexität und Redundanz im muskulären System des Rumpfs keine stereotypen Veränderungen auf neuromuskulärer Ebene gibt. Somit scheinen auch die oftmals heterogenen Befunde der einzelnen Studien in das Modell zu passen.

Die Ergebnisse der Literaturrecherche bestätigen zudem die im Modell postulierte Versteifung der Lenden-Becken-Region (Hodges & Tucker, 2011). Als Folge einer verringerten Bewegung dieses Bereichs kommt es möglicherweise zu einer Anhäufung von Stoffwechselendprodukten. Außerdem hat die Veränderung der muskulären Aktivierung, die mit einer Veränderung der Wirkungsrichtung der Kraft einhergeht, eine erhöhte Belastung bestimmter Strukturen zur Folge (Hodges & Tucker, 2011). Beides dient als mögliche Erklärung, warum eine Einschränkung der motorischen Kontrolle als zugrundeliegender Mechanismus für die Chronifizierung von Schmerzen gesehen werden kann. Zum einen kann die Anhäufung der Stoffwechselendprodukte zu einer Reizung der Nozizeptoren führen (Mense, 1993); zum anderen kann es durch die Veränderung der Wirkungsrichtung der Kraft zur Überlastung von Strukturen kommen, die nicht an diese Belastung adaptiert sind. Ein weiteres im Modell vorhergesagtes Ergebnis der Veränderungen auf muskulärer und biomechanischer Ebene ist die reduzierte Variabilität der Bewegungsmuster. Eine solche reduzierte Variabilität zeigt sich in der Literaturanalyse durch die verringerte Fähigkeit, sich an erschwerte Standbedingungen oder schnelle Ganggeschwindigkeiten anzupassen. Zudem existieren erste Studien, in denen eine geringere Variabilität der Aktivierungsmuster beim Gehen berichtet wird (Pakzad et al., 2016; Arjunan et al., 2010). Für diese Veränderungen liegen jedoch lediglich Hinweise vor, die in weiteren Studien genauer geprüft werden müssen. Es zeigt sich andererseits aber auch eine erhöhte Variabilität der Becken-Thorax-Rotation beim Gehen, die durch das Modell nicht erklärt wird. In

dem Modell zum stabilisierenden System der Wirbelsäule (Panjabi, 1992) werden ebenfalls keine spezifischen Aussagen gemacht, welche Mechanismen hinter den Veränderungen stehen. Es wird lediglich von dem Ziel einer stabilen Wirbelsäule durch die Erhöhung der neuralen und muskulären Aktivität ausgegangen. Auf die Auswirkungen, die diese Erhöhung der Stabilität auf Bewegungsmuster und deren Variabilität hat, wird ebenfalls nicht näher eingegangen. Die Literaturanalysen liefern somit Hinweise auf die in den beiden Modellen vorausgesagten Veränderungen der motorischen Kontrolle bei Schmerz. Beide Modelle sind allerdings auf Ebene der neuromuskulären Prozesse recht vage formuliert (Hodges & Tucker, 2011; Panjabi, 1992). Die Spezifizierung der zugrundeliegenden Mechanismen sowie die Aufklärung möglicher Einflussfaktoren bleibt aus.

Eine Aufklärung möglicher Einflussfaktoren auf neuromuskuläre Prozesse während NSLBP war ebenfalls ein Ziel der Arbeit. Hier ist festzuhalten, dass die in der Literaturanalyse berücksichtigten Faktoren wie Schmerzdauer oder Alter der Stichprobe keine ausreichende Aufklärung in Bezug auf die heterogenen Ergebnisse liefern konnten. Für einzelne Parameter deutet sich lediglich ein Unterschied in Abhängigkeit davon an, ob Schmerzen chronisch vorhanden sind oder in einer Standphase von zwei Stunden entstehen. Über mögliche weitere Faktoren wie die genaue Schmerzregion oder die Aufgabe können nur begrenzt Aussagen getätigt werden. Die Schmerzregion wird in Studien meist in recht große Bereiche unterteilt, sodass Informationen zur genauen Lokalisation fehlen. Für die grobe Einteilung „Schmerzen im unteren Rücken“ lässt sich festhalten, dass die Ergebnisse heterogen sind, sodass diese Klassifizierung möglicherweise nicht ausreichend ist. Bezüglich der Testaufgabe für die motorische Kontrolle zeigt sich, dass Unterschiede in der Durchführung einer Aufgabe, wie Gehen auf einer Bahn oder einem Laufband, einen Einfluss auf Bewegungsmuster haben. Beim Gehen auf dem Laufband wird in Studien häufiger ein Unterschied in Parametern der motorischen Kontrolle berichtet als beim Gehen auf einer Laufbahn. Jedoch kann die vorliegende Arbeit lediglich Hinweise für mögliche Faktoren liefern. Eine abschließende Aufklärung der Faktoren war nicht möglich. Damit bleibt fraglich, ob solche Faktoren überhaupt Einfluss nehmen, oder die heterogenen Ergebnisse

durch Limitationen der Studien zustande kommen. Für die Gültigkeit des Modells von Hodges und Tucker (2011) zeigen sich ausgehend von der Literaturanalyse Hinweise, welche die im Modell angeführten Erklärungsansätze unterstützen, jedoch nicht vollständig bestätigen können. Zusammenfassend scheint die Theorie naheliegend und für bestimmte Parameter zeigt sich über das Stehen und Gehen hinweg eine gewisse Konsistenz der Befunde, dass Unterschiede in der motorischen Kontrolle vorhanden sind. Ähnliches kann für das Modell von Panjabi (1992) gesagt werden. Eine erhöhte Aktivität des ES sowie erhöhte Kokontraktionen der bilateralen Mm. Gluteus medii sprechen für eine Erhöhung der aktiven Stabilität. Eine Erhöhung der passiven Stabilität wurde nicht untersucht, allerdings bleibt auch unklar, wie dies durch das neurale Kontrollsystem beeinflusst werden kann. Somit kann das Modell weder klar bestätigt noch widerlegt werden.

Allerdings ist zu berücksichtigen, dass die Ergebnisse bisheriger Studien meist heterogen sind. So kann für keinen Parameter ein einheitliches Ergebnis gefunden werden. Beispielsweise konnte für die Rotationsamplituden beim Gehen lediglich in sieben von elf Studien ein signifikanter Unterschied gefunden werden. Für die Höhe der Aktivität des ES sind die Ergebnisse etwas homogener: Beim Stehen zeigt die einzige vorliegende Studie eine erhöhte Aktivität bei Personen mit NSLBP, beim Gehen wurde die erhöhte Aktivität des ES bei diesen Personen in sechs von acht Studien bestätigt. Dennoch existieren Studien, in denen dieser Befund nicht bestätigt werden konnte.

In Kapitel 4 wurde eine Studie zur Überprüfung der Ergebnisse der Literaturanalyse dargestellt. Die Studie weist nach den adaptierten Qualitätskriterien der NOS mit 8 von 8 Punkten eine hohe Qualität auf. Dieser Wert beruht vor allem auf der Definition der Fall- sowie Kontrollgruppe, dem Matching der Gruppen zur besseren Vergleichbarkeit und der Verwendung derselben Methode der Datenerhebung in beiden Gruppen. In dieser Studie ließen sich die Ergebnisse der Literaturanalyse empirisch nicht bestätigen. Keine der Hypothesen zu Unterschieden in der motorischen Kontrolle zwischen den Gruppen konnte bestätigt werden. Trotz einer Tendenz von Unterschieden in der Ausprägung der Mittelwerte in die erwartete Richtung für verschiedene Parameter

konnten weder beim Stehen noch beim Gehen signifikante Unterschiede gemessen werden. Hierfür sind verschiedene Erklärungen möglich: (1) die bisherigen Annahmen sind nicht haltbar, (2) differentielle Effekte treten auf oder (3) das methodische Vorgehen mit der Bestimmung der Stichprobengröße sowie der Auswahl der verwendeten Kenngrößen motorischer Kontrolle haben das Ergebnis beeinflusst.

Dafür, dass *bisherige Annahmen nicht haltbar* sind, also die Unterschiede zwischen den Gruppen nicht vorhanden sind und somit auch nicht repliziert werden können, spricht, dass in bisherigen Studien häufig nur einzelne Parameter in multiplen Testungen signifikant zu werden scheinen (Claeys et al., 2015; Lamothe et al., 2002; Zahraee et al., 2014). Aufgrund der Kumulierung des Fehlers 1. Art wird in der Literatur von einer solchen multiplen Testung abgeraten bzw. es wird empfohlen, das Signifikanzniveau für die multiple Testung anzupassen (Field, 2013, S. 624).

Zudem entstanden im Zuge der Replikationskrise, bei der sich für sozialwissenschaftliche Untersuchungen nur ein geringer Prozentsatz als replizierbar erwies, Vorwürfe, dass Wissenschaftler die Freiheitsgrade der Forschung ausschöpfen, um signifikante Ergebnisse zu finden (Schweizer & Furley, 2017). Dabei wird auch ein fragliches methodisches Vorgehen, wie beispielsweise der Einsatz von „p-hacking“, als Erklärung für eine Häufung signifikanter Ergebnisse in bisherigen Studien diskutiert.

Dass auf Literaturebene in manchen Studien ein Unterschied in der motorischen Kontrolle zwischen den Gruppen gezeigt wird und in anderen nicht, kann auch durch *differentielle Effekte* begründet werden, die dafür sorgen, dass die Unterschiede nur unter bestimmten Umständen auftreten. Zu differentiellen Effekten liegen bisher allerdings wenige empirische Befunde vor. Aus der in Kapitel 3 dargestellten Literaturanalyse ergeben sich lediglich erste Hinweise auf differentielle Effekte. Hier zeigt sich, dass Unterschiede mehr oder weniger deutlich werden in Abhängigkeit davon, ob Personen beim Stehen chronische oder erst während der Messung sich entwickelnde Schmerzen haben. Beim Gehen konnten abhängig von der Aufgabe (Laufband vs. Laufbahn) Unterschiede zwischen den Gruppen in ihrer präferierten Geschwindigkeit eher auf dem Laufband aufgezeigt werden. Für einen Einfluss der

Schmerzdauer bei bereits chronischen Schmerzen sowie für einen Einfluss des Alters der Studienteilnehmer konnten keine Hinweise gefunden werden (Koch & Hänsel, 2018). Allerdings wurden in der in Kapitel 4 dargestellten Untersuchung mögliche Einflussfaktoren wie der aktuelle Schmerz sowie der durchschnittliche Schmerz der letzten sechs Wochen, die Einschränkungen durch den Schmerz, der allgemeine Gesundheitszustand und die habituelle körperliche Aktivität als Kontrollvariablen miterhoben, um zu überprüfen, ob diese möglicherweise einen Einfluss auf die Ergebnisse haben. Dabei zeigte sich kein Zusammenhang zwischen der Schmerzintensität oder subjektiven Einschränkungen und den Parametern motorischer Kontrolle.

Eine weitere Erklärung für die vorliegenden Ergebnisse besteht darin, dass aufgrund der *Stichprobenauswahl* differentielle Effekte in der vorliegenden Studie sowie weiteren Studien verdeckt werden. Beispielsweise vermuten Steele, Bruce-Low, Smith, Jessop und Osborne (2013), dass eine verringerte Kraft der lumbalen Extensoren mit einer verringerten Rotation in der Transversalebene einhergeht. Dass die gesamte Stichprobe der vorliegenden Untersuchung (mit 4.0 und 3.8 Punkten auf der Sportskala) recht aktiv war, könnte dazu führen, dass die Muskulatur in dieser Gruppe von Personen mit NSLBP nicht weniger stark ausgeprägt ist. Damit würden in diesem Fall die Einschränkungen in der Rotation möglicherweise nicht auftreten. Ein weiterer differentieller Effekt, der durch die Besonderheit der Ausschlussdiagnose unspezifischer Schmerzen entsteht, ist die unterschiedliche Definition unspezifischer Schmerzen und deren Messung. In den verschiedenen Studien scheinen unterschiedliche Kriterien für NSLBP und dessen Messung zugrunde zu liegen. In manchen Studien wird eine medizinische Diagnose gefordert (Johanson et al., 2011; Lamothe et al., 2002; Vogt et al., 2001), während sich in anderen rein auf den Selbstbericht verlassen wird (Nelson-Wong & Callaghan, 2010b; Seay et al., 2011b). Welche Kriterien einer medizinischen Diagnose zugrunde liegen, bleibt zudem unklar. Entsprechend ist es möglich, dass sich die Gruppen mit NSLBP in den einzelnen Studien untereinander und im Vergleich mit der vorliegenden Studie unterscheiden, sodass es aufgrund der Stichprobenauswahl in manchen Studien zu Effekten kommt und in anderen wiederum nicht.



Die fehlende Bestätigung der theoretischen Annahmen in der vorliegenden Studie könnte weiterhin durch zwei verschiedene Probleme im methodischen Vorgehen begründet werden. Zu diskutieren sind hier die Stichprobengröße sowie die verwendeten Kenngrößen motorischer Kontrolle. Die Auswahl einer zu geringen Stichprobengröße kann möglicherweise dadurch zustande gekommen sein, dass die Effektstärke in der vorgenommenen Schätzung der Stichprobengröße überschätzt wurde. Da in vorherigen Studien keine Effektstärken angegeben wurden, war eine exakte Berechnung aufgrund der fehlenden Informationen nicht möglich. Stattdessen wurde eine Schätzung des Effekts unter Berücksichtigung der Stichprobengrößen bisheriger Studien vorgenommen, die einen Effekt zeigten. Eine Überschätzung der Effektstärke könnte dadurch entstanden sein, dass Studien, in denen keine signifikanten Gruppenunterschiede gezeigt werden konnten, nicht veröffentlicht wurden. Dies würde dazu führen, dass die Stichprobe zu klein gewählt wurde, um signifikante Unterschiede zu finden. Eine nachträgliche Stichprobenschätzung auf Basis der in der vorliegenden Studie gefundenen Effektstärke bestätigt dies.

Eine weitere Herausforderung im methodischen Vorgehen ist die Auswahl der richtigen Kenngrößen. Dabei stellt sich die Frage, welche Kenngrößen motorische Kontrolle überhaupt valide abbilden. Möglicherweise wird die Varianz des Konstruktes motorischer Kontrolle nicht ausreichend mit einzelnen biomechanischen oder muskulären Parametern abgebildet. Das bedeutet, dass motorische Kontrolle mehr als nur die gemeinsame Betrachtung verschiedener Parameter beinhaltet. Da Veränderungen der motorischen Kontrolle aufgrund des Zusammenwirkens verschiedener Faktoren nicht ausreichend durch einfache Mechanismen zu erklären sind, lässt sich motorische Kontrolle auch nicht durch die Zusammenstellung einzelner Parameter beschreiben. Beispielsweise könnte die Amplitude der Rotation als Parameter weniger geeignet sein, da sie koordinative Prozesse nicht vollständig abbildet. Weitaus geeigneter zur Abbildung koordinativer Prozesse hingegen könnte die Phasenverschiebung zwischen phasengleicher und phasenverschobener Koordination der Becken-Thorax-Rotation sein (Lamoth et al., 2002). Motorische Kontrolle

beinhaltet zudem Funktionen wie Anpassungsfähigkeit an verschiedene Situationen (Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Um solch übergreifende Funktionen zu messen, müssten übergeordnete Parameter möglicherweise durch Messung der motorischen Kontrolle in verschiedenen Situationen erfasst werden.

Bisher wurden die allgemeinen methodischen Probleme der bisherigen empirischen Forschung diskutiert. Im Folgenden wird nun speziell auf mögliche Limitationen der vorliegenden Studie eingegangen. Zunächst ist hier der Messfehler der verwendeten Sensoren als Limitation der Studienergebnisse zu diskutieren. Die in der vorliegenden Studie verwendete Sensorik unterscheidet sich von der Sensorik anderer Studien. Die Zielsetzung des Gesamtprojektes, die Grundlagen für ein alltagstaugliches Feedbacksystem zu legen, bildete die Basis der Untersuchung. So unterscheidet sich die Untersuchung durch die Verwendung von Smartphone-Sensoren anstelle spezieller Inertialsensoren, da Smartphone-Sensoren als alltagsnäher bewertet wurden. Zudem ergaben Vortestungen eine gute Datenqualität. Yang et al. (2012) konnten bereits darstellen, dass eine Unterscheidung von Personen mit und ohne NSLBP anhand von mit Smartphone erfassten Gangmustern möglich ist. Allerdings stellte die exakte und stabile Anbringung der Smartphones bei dieser Form der Erhebung ein Problem dar. Die Art der Anbringung hat dabei einen Einfluss auf die Reliabilität der Daten haben. In der vorliegenden Studie wurden die Smartphones mit Gurten am Becken und Thorax angebracht. Silsupadol et al. (2017) bestätigen eine gute Reliabilität und Validität der Smartphonedaten, wenn das Smartphone mittels eines Gurtes befestigt wird. Somit wurden unter dem Gesichtspunkt der Alltagstauglichkeit die bisherigen Erkenntnisse zur Durchführung einer reliablen und validen Messung berücksichtigt.

Im Bereich des EMG-Systems zeigten sich weitere Probleme. Das mobile EMG war aufgrund zu großer Kabelartefakte nicht auswertbar. Die Zuverlässigkeit der Auswertung des stationären Systems kann nicht abschließend geklärt werden, allerdings können Kabelartefakte durch den statischen Charakter der Aufgabe nahezu ausgeschlossen werden. Zudem wurden die geplotteten Daten überprüft und nach visueller Inspektion als zuverlässig eingestuft.

Anhand der durchgeführten Fall-Kontroll-Studie ließen sich weder beim Stehen noch beim Gehen die in den Literaturanalysen identifizierten Unterschiede der Parameter motorischer Kontrolle bestätigen. Auch die Identifikation möglicher Faktoren, die einen Unterschied in der Art der Veränderungen auf neuromuskulärer Ebene machen könnten, war weder auf Basis der Literatur noch durch die durchgeführte empirische Untersuchung eindeutig möglich. Es konnten somit lediglich Hinweise auf Faktoren gefunden werden, die einen Einfluss auf NSLBP zu haben scheinen. Zudem deutet sich an, dass unter Bedingungen mit erhöhten Anforderungen an das motorische System Personen mit NSLBP eine eingeschränkte Fähigkeit zur Adaptation zeigen. Hier sind in Zukunft weitere Studien notwendig, um Parameter auf einer übergeordneten Ebene wie die Variabilität oder Anpassungsfähigkeit von Bewegungsmustern der Personen mit NSLBP zu überprüfen.

Grundsätzlich gilt es abschließend ebenfalls zu diskutieren, ob die Grundannahme zutrifft, dass von Unterschieden zwischen Personen mit und ohne NSLBP Rückschlüsse auf eine veränderte motorische Kontrolle bei Schmerzen gezogen werden können. Veränderungen der motorischen Kontrolle können nur mittels Langzeitstudien direkt untersucht werden. Allerdings sind diese Studien sehr zeitaufwändig. Aufgrund der verschiedenen zugrundeliegenden Theorien zum Zusammenhang von Schmerz und motorischer Kontrolle wird daher häufig das Fall-Kontroll-Studiendesign genutzt, um von Unterschieden in der Ausprägung eines Parameters auf Veränderungen zu schließen.

Die vorliegende Arbeit zeigt auf, dass im Feld der motorischen Kontrolle bei NSLBP noch einige Forschungsfragen offen sind. Diese gilt es in der Zukunft durch standardisierte, hochwertige Forschungsarbeiten zu bearbeiten. Die vorliegende Arbeit klärt Unterschiede der motorischen Kontrolle zwischen Personen mit und ohne NSLBP während Alltagsbewegungen ohne externe Störreize auf. Damit werden Erkenntnisse gewonnen, die helfen, ein tiefergreifendes Verständnis der Mechanismen bei der Entstehung und Chronifizierung von NSLBP zu erlangen.

## 5.2 Ausblick

Die dargestellten Ergebnisse werfen, wie beschrieben, einige Fragen für Anschlussforschung auf. Im Folgenden werden nun zunächst die Konsequenzen für das Gesamtprojekt und weitere Forschungsfragen in diesem Kontext erläutert. Im Anschluss werden weiterführende Ideen für die Theorie und Praxis präsentiert.

Da die vorliegende Forschungsarbeit in ein Forschungsprojekt eingebettet ist, das die Grundlage für die Entwicklung eines neuartigen Augmented-Feedback-Systems liefert, wird eine kurze Übersicht zu der Thematik mit einem Ausblick auf die Entwicklung eines solchen Feedbacksystems gegeben. Veränderungen werden oft erst bewusst wahrgenommen, wenn sie unangenehm werden oder sogar schädlich wirken (Haus et al., 2013). Augmented Feedback hingegen, wie es im Rahmen des Projektes entwickelt werden soll, bietet dem Nutzer eine Bereitstellung der Informationen in allen Situationen. Eingesetzt wird es bisher auf vielfältige Weise in Therapie und Training. So spielt Biofeedback beispielsweise eine Rolle in der Verhaltenstherapie, Schmerztherapie, aber auch in Bereichen wie Wellness oder Hochleistungstraining (Khazan, 2013).

Zu den Zielen des Biofeedbacks und auch des Augmented Feedbacks zählen ein besseres Bewusstsein von physiologischen, kognitiven und emotionalen Prozessen, die Fähigkeit hilfreicher Veränderungen durch Selbstregulation sowie eine andauernde Verbesserung des Gesundheitszustands durch die Generalisierung der erlernten Fähigkeiten, sodass diese später auch ohne Biofeedback angewendet werden können (Khazan, 2013). „Das Lernprinzip bei diesem Prozess entspricht dem der operanten Konditionierung [...], wobei der Erfolg zunächst nicht durch unmittelbare Belohnung erfahren wird, sondern an die Stelle der Verstärkung die Information bzw. Rückmeldung tritt.“ (Winter-Barnstedt, 2001, p. 101). Im ersten Schritt muss demnach die Feedbackinformation dekodiert werden. Bevor im nächsten Schritt versucht wird, Kontrolle über die physiologische Antwort zu erlangen. Im letzten Schritt kann das Erlernte auch ohne Biofeedback im Alltag angewandt werden (Jillich, 2014).

Kröner-Herwig, Frettlöh, Klinger, and Nilges (2010, S. 568) nennen dabei folgende Wirkmechanismen, die für eine Verbesserung chronischer Schmerzsymptomaten durch Feedbacktraining zu diskutieren sind:

- „- Veränderung spezifischer pathophysiologischer Funktionszustände
- Aufbau einer spezifischen oder allgemeinen Entspannungskompetenz
- Erlangung einer Selbstwirksamkeitsüberzeugung, bezogen auf die Kontrolle der Störung
- Verbesserung der Interozeption“.

Bezogen auf NSLBP bedeutet dies, dass es durch eine Regulation krankhafter Veränderungen der motorischen Kontrolle, der Fähigkeit, die Muskulatur entspannen zu können, die Überzeugung, selbst Einfluss auf die Schmerzen nehmen zu können, sowie eine verbesserte Eigenwahrnehmung zu einer Linderung der Schmerzen kommen kann. Durch Feedback soll den Benutzern des Systems Kontrolle über physische Prozesse ermöglicht werden, die sonst als automatische Antwort des autonomen Nervensystems betrachtet werden. Zusammen mit Veränderungen auf der kognitiven Ebene, wie z. B. einer erhöhten Selbstwirksamkeitsüberzeugung und einer verbesserten Interozeption, soll eine erhöhte Bewegungsqualität erreicht werden, die letztendlich im Setting der Rehabilitation zur Optimierung der Therapie und Reduzierung des Personalaufwands im Anschluss an die stationäre und ambulante Behandlung führen sollen (Giggins et al., 2013).

Bisher wird Biofeedback jedoch meist im Sinne eines Entspannungstrainings verwendet, das herkömmlichem Entspannungstraining in seiner Wirksamkeit nicht überlegen ist (Winter-Barnstedt, 2001). Ein Ansatz, bei dem veränderte Parameter der motorischen Kontrolle zurückgemeldet werden, wie im Projekt geplant, erscheint jedoch auf Basis der Literaturanalysen vielversprechend. Noch vielversprechender wäre es, sich nicht an einfachen Parametern mit Normwerten zu orientieren, sondern übergeordnete Parameter zu identifizieren und diese zurückzumelden. Wie bereits in Kapitel 5.1 erwähnt, ist es in Zukunft wichtig, zunächst die geeigneten Kenngrößen motorischer Kontrolle zu identifizieren. Eine systematische Analyse übergeordneter Parameter wie Variabilität oder Anpassungsfähigkeit, welche die verschiedenen Funktionen

motorischer Kontrolle und deren mögliche Veränderungen valide abbilden können, ist notwendig.

Des Weiteren scheinen aufgrund der Komplexität motorischer Kontrolle Verfahren wie maschinelles Lernen oder Musteranalysen vielversprechend, da durch diese Verfahren komplexere Zusammenhänge erkannt werden können. Diese Methoden könnten dementsprechend helfen, Muster zu identifizieren, die beispielsweise zu einer Chronifizierung der Schmerzen führen. Dadurch könnte Feedback beim Stehen und Gehen hinsichtlich individueller und aufgabenspezifischer Faktoren optimiert werden.

Für die Zukunft ergeben sich zudem einige weitere übergeordnete Forschungsfragen, um die Empfehlungen für die Theorie und Praxis zu konkretisieren und zu erweitern. In der vorliegenden Arbeit wird das zentrale Nervensystem nahezu gar nicht betrachtet. Die Auswirkungen von zentralnervösen Prozessen als einer weiteren Ebene der motorischen Kontrolle könnte in weiteren Studien zusätzlich aufgenommen werden, um ein besseres Verständnis der zugrundeliegenden Mechanismen zwischen NSLBP und motorischer Kontrolle zu entwickeln. Im Modell von Hodges und Tucker (2011) wird angeführt, dass es zu Veränderungen der Erregbarkeit auf spinaler und kortikaler Ebene, Veränderungen der Propriozeption, Veränderung der durch Afferenzen vermittelten Kontrolle sowie zu spezifischen kortikalen Veränderungen durch die Weiterleitung von Schmerz, Stress und Angst kommen kann. Studien hierzu zeigen unterschiedliche neuroplastische Veränderungen: wie eine geringere Dichte der grauen Substanz im präfrontalen Kortex bei Personen mit chronischen Rückenschmerzen (Apkarian et al., 2004) oder Veränderungen der Aktivität durch experimentell induzierten Schmerz in Regionen des Gehirns, die für Bewegungsplanung und Durchführung zuständig sind (Hodges & Moseley, 2003). Allerdings wird auch hier vermutet, dass die Veränderungen individuell sind und kein stereotypisches Muster aufweisen. In einer weiteren Studie wird vermutet, dass mehr neuronale Ressourcen für die Unterdrückung negativer Emotionen und Erinnerungen verwendet werden und daher weniger Ressourcen für die motorische Planung zur Verfügung stehen (Buckalew et al., 2010). Diese zentralnervösen Prozesse müssten in Zukunft systematisch untersucht

und in Beziehung zu den anderen Ebenen der motorischen Kontrolle gesetzt werden.

Außerdem steht die Aufklärung des kausalen Zusammenhangs zwischen Schmerzen und motorischer Kontrolle durch Langzeitstudien noch aus. Ob eine veränderte motorische Kontrolle die Ursache oder die Folge von NSLBP ist, ist bisher nicht geklärt. Durch das Modell von Hodges und Tucker (2011) wird eine Beeinflussung der motorischen Kontrolle durch Schmerzen nahegelegt. Veränderungen in der motorischen Kontrolle können dann jedoch wieder zu einer Chronifizierung der Schmerzen führen. Durch anhaltende veränderte Belastung kommt es zu einer Überbelastung von bestimmten Strukturen. In dem System der Stabilisation der Wirbelsäule von Panjabi (1992) geht der Autor von der Wirbelsäule als stabilisierendem System mit drei Komponenten aus: dem passiven Subsystem (Wirbelkörper, Ligamente), dem aktiven Subsystem (Muskeln) und dem neuralen Kontrollsystem. Kommt es zu Schmerzen, können die Ursachen in jedem der drei Subsysteme liegen. Verletzungen oder Veränderungen des aktiven und passiven Subsystems werden wiederum an das Kontrollsystem weitergeleitet. Das neurale Kontrollsystem versucht diesem Stabilitätsverlust entgegenzuwirken, indem die stabilisierende Funktion der verbleibenden Komponenten des aktiven und passiven Systems verstärkt wird. Dies wiederum führt zu einer verstärkten Degeneration aufgrund der erhöhten Belastung dieser Strukturen. Wenn der Stabilitätsverlust damit nicht adäquat behoben werden kann, können chronische Dysfunktionen oder Schmerzen entstehen. Die Richtung des Zusammenhangs ist ein zentraler Unterschied zwischen den Modellen von Hodges und Tucker (2011) und Panjabi (1992). Auf Basis der Literatur und der vorliegenden Studie gibt es Hinweise, dass ein kausaler Zusammenhang zwischen Schmerz und motorischer Kontrolle besteht. Allerdings kann über die Richtung des Zusammenhangs keine Aussage getroffen werden. Hier sind Langzeitstudien notwendig. Ergebnisse solcher Langzeitstudien können genutzt werden, um sowohl Erkenntnisse für die Modifizierung bzw. Verifizierung auf Theorieebene zu erreichen, als auch die Erkenntnisse in die Diagnostik und Therapie zu integrieren.

In der vorliegenden Studie lag zudem der Fokus der Betrachtung auf biologischen Prozessen. Psychologische Faktoren wie der psychische Gesundheitszustand wurden lediglich als Kontrollvariablen erhoben. Für Theorie und Praxis ist es zukünftig unerlässlich im Hinblick auf die Heterogenität der Ergebnisse auch psychologische und soziale Faktoren von Personen mit NSLBP genauer zu betrachten, wie sie im biopsychosozialen Modell genannt werden (Engel, 1977). Dies gilt gerade vor dem Hintergrund, dass sich Rückenschmerzen auch im Falle spezifischer Schmerzen chronifizieren können, obwohl die Ursache der Schmerzen längst behoben ist (Hildebrandt & Pfingsten, 2012). In diesem Zusammenhang wurden bereits einige Studien durchgeführt, in denen der Einfluss psychosozialer Parameter wie Arbeitsunzufriedenheit diskutiert wird (Pincus, Burton, Vogel, & Field, 2002; Waddell, 1987). Unklar bleibt bislang allerdings, an welchem Punkt der Pathogenese oder des Heilungsprozesses welche Faktoren welchen Einfluss haben (Egger, 2005). Dieses Forschungsdefizit gilt es zukünftig zu beheben.

Für die Praxis bedeuten die Ergebnisse, dass die Beachtung von Stand- und Gangkontrolle in der Praxis und Therapie berücksichtigt werden sollte. Aufgrund der heterogenen Ergebnisse ist für detaillierte Empfehlungen allerdings eine Aufklärung der Moderatorvariablen, die zu den differentiellen Effekten führen, notwendig. Auch wenn empirisch in der vorliegenden Studie keine eindeutigen Unterschiede zwischen den Gruppen festgestellt wurden, scheint ein Beibehalten der körperlichen Aktivität entscheidend, um eine Chronifizierung der Schmerzen zu verhindern (Hildebrandt & Pfingsten, 2012). Zusätzlich scheint ein Training der bewussten Ansteuerung bestimmter Muskeln des Rumpfes hilfreich, um Be- sowie Entlastung der Strukturen besser steuern zu können (Saragiotto et al., 2016).

Insgesamt leistet die vorliegende Arbeit einen Beitrag, um den Zusammenhang zwischen motorischer Kontrolle und NSLBP aufzuklären. Dabei ergeben sich einerseits Hinweise auf Veränderungen der motorischen Kontrolle bei Personen mit NSLBP in Richtung einer Schonhaltung mit Versteifung des Lenden-Becken-Bereichs. Andererseits zeigt sich, dass Theoriebildung und For-



schung noch nicht in ausreichendem Maße die Komplexität motorischer Kontrollprozesse sowie die Komplexität des Zusammenhangs zwischen motorischer Kontrolle und NSLBP erfassen und aufklären können.

## Literaturverzeichnis

- Ahern, D. K., Follick, M. J., Council, J. R., Laser-Wolston, N., & Litchman, H. (1988). Comparison of lumbar paravertebral EMG patterns in chronic low back pain patients and non-patient controls. *Pain*, 34(2), 153-160.
- Anders, C., Scholle, H. C., Wagner, H., Puta, C., Grassme, R., & Petrovitch, A. (2005). Trunk muscle co-ordination during gait: relationship between muscle function and acute low back pain. *Pathophysiology*, 12(4), 243-247. doi:10.1016/j.pathophys.2005.09.001
- Apkarian, A. V., Sosa, Y., Sonty, S., Levy, R. M., Harden, R. N., Parrish, T. B., & Gitelman, D. R. (2004). Chronic back pain is associated with decreased prefrontal and thalamic gray matter density. *Journal of Neuroscience*, 24(46), 10410-10415.
- Arena, J., & Blanchard, E. (1996). Biofeedback and relaxation therapy for chronic pain disorders. In D. C. Turk & R. J. Gatchel (Eds.), *Psychological approaches to pain management: A practitioner's handbook* (pp. 179-230). New York: Guilford Press.
- Arjunan, S.P., Kumar, D., Poon, W., Rudolph, H., & Hu, Y. (2010). Variability in surface electromyogram during gait analysis of low back pain patients. *Journal of Medical and Biological Engineering*, 30(3), 133-138.
- Assaiante, C., Mallau, S., Viel, S., Jover, M., & Schmitz, C. (2005). Development of postural control in healthy children: a functional approach. *Neural Plast*, 12(2-3), 109-118; discussion 263-172. doi:10.1155/NP.2005.109
- Baecke, J. A., Burema, J., & Frijters, J. E. (1982). A short questionnaire for the measurement of habitual physical activity in epidemiological studies. *The American Journal of Clinical Nutrition*, 36(5), 936-942.
- Balagué, F., Mannion, A. F., Pellisé, F., & Cedraschi, C. (2012). Non-specific low back pain. *The Lancet*, 379(9814), 482-491. doi:10.1016/S0140-6736(11)60610-7
- Balasubramaniam, R., & Wing, A. M. (2002). The dynamics of standing balance. *Trends in Cognitive Sciences*, 6(12), 531-536.
- Blischke, K. (2010a). Haltungskontrolle in höherem Lebensalter. In N. Schott & J. Munzert (Hrsg.), *Motorische Entwicklung* (S. 49-68). Göttingen, Bern, Wien, Paris u.a.: Hogrefe.
- Blischke, K. (2010b). Entwicklung der Haltungskontrolle. In N. Schott & J. Munzert (Hrsg.), *Motorische Entwicklung* (S. 30-48). Göttingen, Bern, Wien, Paris u.a.: Hogrefe.
- Bottaro, A., Yasutake, Y., Nomura, T., Casadio, M., & Morasso, P. (2008). Bounded stability of the quiet standing posture: an intermittent control model. *Human Movement Science*, 27(3), 473-495. doi:10.1016/j.humov.2007.11.005
- Brumagne, S., Cordo, P., & Verschueren, S. (2004). Proprioceptive weighting changes in persons with low back pain and elderly persons during upright standing. *Neuroscience Letters*, 366(1), 63-66. doi:10.1016/j.neulet.2004.05.013
- Brumagne, S., Janssens, L., Janssens, E., & Goddyn, L. (2008). Altered postural control in anticipation of postural instability in persons with

- recurrent low back pain. *Gait & Posture*, 28(4), 657-662. doi:10.1016/j.gaitpost.2008.04.015
- Buckalew, N., Haut, M. W., Aizenstein, H., Morrow, L., Perera, S., Kuwabara, H., & Weiner, D. K. (2010). Differences in brain structure and function in older adults with self-reported disabling and nondisabling chronic low back pain. *Pain Medicine*, 11(8), 1183-1197. doi:10.1111/j.1526-4637.2010.00899.x.
- Bullinger, M., & Kirchberger, I. (1998). *Fragebogen zum Allgemeinen Gesundheitszustand SF12*. Göttingen: Hogrefe.
- Bullinger, M., & Morfeld, M. (2008). Der SF-36 health survey. In Schöffski O., v. d. Schulenburg J.M.G. (Hrsg), *Gesundheitsökonomische Evaluationen* (S. 387-402). Heidelberg, Berlin: Springer.
- Casser, H. (2008). Der chronische untere Rückenschmerz-Risikofaktoren, Differenzialdiagnostik und Behandlungsstrategie. *Nervenheilkunde*, 27(4), 251-263.
- Christe, G., Kade, F., Jolles, B. M., & Favre, J. (2017). Chronic low back pain patients walk with locally altered spinal kinematics. *Journal of Biomechanics*, 60, 211-218. doi:10.1016/j.jbiomech.2017.06.042
- Claeys, K., Brumagne, S., Dankaerts, W., Kiers, H., & Janssens, L. (2011). Decreased variability in postural control strategies in young people with non-specific low back pain is associated with altered proprioceptive reweighting. *European Journal of Applied Physiology*, 111(1), 115-123. doi:10.1007/s00421-010-1637-x
- Claeys, K., Dankaerts, W., Janssens, L., Pijnenburg, M., Goossens, N., & Brumagne, S. (2015). Young individuals with a more ankle-steered proprioceptive control strategy may develop mild non-specific low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 25(2), 329-338. doi:10.1016/j.jelekin.2014.10.013
- Cobb, C. R., deVries, H. A., Urban, R. T., Luekens, C. A., & Bagg, R. J. (1975). Electrical activity in muscle pain. *American Journal of Physical Medicine*, 54(2), 80-87.
- Coenen, W. (2010). *Manuelle Medizin bei Säuglingen und Kindern*. Berlin, Heidelberg: Springer.
- Crosbie, J., de Faria Negrao Filho, R., Nascimento, D. P., & Ferreira, P. (2013). Coordination of spinal motion in the transverse and frontal planes during walking in people with and without recurrent low back pain. *Spine*, 38(5), E286-292. doi:10.1097/BRS.0b013e318281de28
- Dagenais, S., Caro, J., & Haldeman, S. (2008). A systematic review of low back pain cost of illness studies in the United States and internationally. *Spine*, 8(1), 8-20. doi:10.1016/j.spinee.2007.10.005
- Dankaerts, W., O'Sullivan, P. B., Burnett, A. F., Straker, L. M., & Danneels, L. A. (2004). Reliability of EMG measurements for trunk muscles during maximal and sub-maximal voluntary isometric contractions in healthy controls and CLBP patients. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 14(3), 333-342. doi:10.1016/j.jelekin.2003.07.001
- Deeks, J. J., Dinnes, J., D'Amico, R., Sowden, A. J., Sakarovich, C., Song, F., . . . European Carotid Surgery Trial Collaborative, G. (2003). Evaluating non-randomised intervention studies. *Health Technology Assessment*, 7(27), 1-173.

- De Onis, M., Onyango, A. W., Borghi, E., Garza, C., & Yang, H. (2006). Multicentre Growth Reference Study Group. WHO Motor Development Study: windows of achievement for six gross motor development milestones. *Acta Paediatrica*, 95, 86-95.
- Dorpat, T. L., & Holmes, T. H. (1955). Mechanisms of skeletal muscle pain and fatigue. *AMA Archives of Neurology and Psychiatry*, 74(6), 628-640.
- Easterbrook, P. J., Berlin, J. A., Gopalan, R., & Matthews, D. R. (1991). Publication bias in clinical research. *The Lancet*, 337(8746), 867-872.
- Ebrahimi, S., Kamali, F., Razeghi, M., & Haghpanah, S. A. (2017). Comparison of the trunk-pelvis and lower extremities sagittal plane inter-segmental coordination and variability during walking in persons with and without chronic low back pain. *Human movement science*, 52, 55-66. doi:10.1016/j.humov.2017.01.004
- Egger, J. W. (2005). Das biopsychosoziale Krankheitsmodell. Grundzüge eines wissenschaftlich begründeten ganzheitlichen Verständnisses von Krankheit. *Psychologische Medizin*, 16(2), 3-12.
- Elders, L. A., & Burdorf, A. (2004). Prevalence, incidence, and recurrence of low back pain in scaffolders during a 3-year follow-up study. *Spine*, 29(6), E101-106. doi:10.1186/1471-2458-7-171
- Engel, G. L. (1977). The need for a new medical model: a challenge for biomedicine. *Science*, 196(4286), 129-136.
- Fahland, A.-R., Kohlmann, T., & Schmidt, C. (2016). Vom akuten zum chronischen Schmerz. In H. Casser, M. Hasenbring & R. Baron (Hrsg.), *Rückenschmerzen und Nackenschmerzen* (S. 3-10). Berlin, Heidelberg: Springer.
- Falla, D., Farina, D., & Graven-Nielsen, T. (2007). Experimental muscle pain results in reorganization of coordination among trapezius muscle subdivisions during repetitive shoulder flexion. *Experimental Brain Research*, 178(3), 385-393. doi:10.1007/s00221-006-0746-6
- Field, A. (2013). *Discovering statistics using IBM SPSS statistics*. London, Thousand Oaks, New Dehli, Singapore: SAGE.
- g.MOBllab+ (2018). *g.MOBllab+ g.tec's portable biosignal acquisition and analysis system*. Verfügbar unter: <http://www.gtec.at/Products/Hardware-and-Accessories/g.MOBllab-Specs-Features> [10.03.18]
- g.USBamp (2018). *g.USBamp - gtec's highest accuracy biosignal data acquisition and processing system*. Verfügbar unter: <http://www.gtec.at/Products/Hardware-and-Accessories/g.USBamp-Specs-Features> [10.03.18]
- Gallagher, K. M., & Callaghan, J. P. (2015). Early static standing is associated with prolonged standing induced low back pain. *Human Movement Science*, 44, 111-121. doi:10.1016/j.humov.2015.08.019
- Gallagher, K. M., & Callaghan, J. P. (2016). Standing on a declining surface reduces transient prolonged standing induced low back pain development. *Applied Ergonomics*, 56, 76-83. doi:10.1016/j.apergo.2016.03.014
- Gallagher, K. M., Nelson-Wong, E., & Callaghan, J. P. (2011). Do individuals who develop transient low back pain exhibit different postural changes

- than non-pain developers during prolonged standing? *Gait & Posture*, 34(4), 490-495. doi:10.1016/j.gaitpost.2011.06.025
- Gandek, B., Ware, J. E., Aaronson, N. K., Apolone, G., Bjorner, J. B., Brazier, J. E., . . . Prieto, L. (1998). Cross-validation of item selection and scoring for the SF-12 Health Survey in nine countries: results from the IQOLA Project. *Journal of Clinical Epidemiology*, 51(11), 1171-1178.
- Ghamkhar, L., & Kahlaee, A. H. (2015). Trunk muscles activation pattern during walking in subjects with and without chronic low back pain: a systematic review. *Physical Medicine & Rehabilitation*, 7(5), 519-526. doi:10.1016/j.pmrj.2015.01.013
- Giggins, O. M., Persson, U. M., & Caulfield, B. (2013). Biofeedback in rehabilitation. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 10(1), 60. doi:10.1186/1743-0003-10-60
- Gombatto, S. P., Brock, T., DeLork, A., Jones, G., Madden, E., & Rinere, C. (2015). Lumbar spine kinematics during walking in people with and people without low back pain. *Gait & Posture*, 42(4), 539-544. doi:10.1016/j.gaitpost.2015.08.010
- Götz-Neumann, K. (2006). *Gehen verstehen: Ganganalyse in der Physiotherapie*; Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
- Gotze, M., Ernst, M., Koch, M., & Blickhan, R. (2015). Influence of chronic back pain on kinematic reactions to unpredictable arm pulls. *Clinical Biomechanics*, 30(3), 290-295. doi:10.1016/j.clinbiomech.2015.01.001
- Graven-Nielsen, T., Svensson, P., & Arendt-Nielsen, L. (1997). Effects of experimental muscle pain on muscle activity and co-ordination during static and dynamic motor function. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 105(2), 156-164.
- Gregory, D. E., & Callaghan, J. P. (2008). Prolonged standing as a precursor for the development of low back discomfort: an investigation of possible mechanisms. *Gait & Posture*, 28(1), 86-92. doi:10.1016/j.gaitpost.2007.10.005
- Hamacher, D., Hamacher, D., Herold, F., & Schega, L. (2016). Are there differences in the dual-task walking variability of minimum toe clearance in chronic low back pain patients and healthy controls? *Gait & posture*, 49, 97-101. doi:10.1016/j.gaitpost.2016.06.026
- Hamacher, D., Hamacher, D., & Schega, L. (2014). A cognitive dual task affects gait variability in patients suffering from chronic low back pain. *Experimental Brain Research*, 232(11), 3509-3513. doi:10.1007/s00221-014-4039-1
- Hanada, E. Y., Johnson, M., & Hubley-Kozey, C. (2011). A comparison of trunk muscle activation amplitudes during gait in older adults with and without chronic low back pain. *Physical Medicine & Rehabilitation*, 3(10), 920-928. doi:10.1016/j.pmrj.2011.06.002
- Hartveld, A., & Hegarty, J. R. (1996). Augmented feedback and physiotherapy practice. *Physiotherapy*, 82(8), 480-490.
- Hartvigsen, J., Leboeuf-Yde, C., Lings, S., & Corder, E. H. (2000). Is sitting-while-at-work associated with low back pain? A systematic, critical literature review. *Scandinavian Journal of Social Medicine*, 28(3), 230-239.

- Haus, K.-M., Held, C., Kowalski, A., Krombholz, A., Nowak, M., Schneider, E., . . . Wiedemann, M. (2013). *Praxisbuch Biofeedback und Neurofeedback*. Berlin, Heidelberg: Springer.
- Henry, S. M., Hitt, J. R., Jones, S. L., & Bunn, J. Y. (2006). Decreased limits of stability in response to postural perturbations in subjects with low back pain. *Clinical Biomechanics*, 21(9), 881-892. doi:10.1016/j.clinbiomech.2006.04.016
- Hermens, H. J., Freriks, B., Merletti, R., Stegeman, D., Blok, J., Rau, G., . . . Hägg, G. (1999). European recommendations for surface electromyography. *Roessingh research and development*, 8(2), 13-54.
- Hildebrandt, J., & Pfingsten, M. (2012). *Rückenschmerz und Lendenwirbelsäule*. München: Urban & Fischer.
- Hjermstad, M. J., Fayers, P. M., Haugen, D. F., Caraceni, A., Hanks, G. W., Loge, J. H., . . . Collaborative, E. P. C. R. (2011). Studies comparing Numerical Rating Scales, Verbal Rating Scales, and Visual Analogue Scales for assessment of pain intensity in adults: a systematic literature review. *Journal of Pain and Symptom Management*, 41(6), 1073-1093.
- Hodges, P. W., & Moseley, G. L. (2003). Pain and motor control of the lumbopelvic region: effect and possible mechanisms. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(4), 361-370.
- Hodges, P. W., & Tucker, K. (2011). Moving differently in pain: a new theory to explain the adaptation to pain. *Pain*, 152(3), 90-98. doi:10.1016/j.pain.2010.10.020
- Hodges, P. W., van den Hoorn, W., Dawson, A., & Cholewicki, J. (2009). Changes in the mechanical properties of the trunk in low back pain may be associated with recurrence. *Journal of Biomechanics*, 42(1), 61-66. doi:10.1016/j.jbiomech.2008.10.001
- Horak, F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and ageing*, 35(2), ii7-ii11. doi:10.1093/ageing/afl077
- Horak, F. B., & Nashner, L. M. (1986). Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *Journal of Neurophysiology*, 55(6), 1369-1381. doi:10.1152/jn.1986.55.6.1369
- Hoy, D., Brooks, P., Blyth, F., & Buchbinder, R. (2010). The Epidemiology of low back pain. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology*, 24(6), 769-781. doi:10.1016/j.berh.2010.10.002
- Janda, V. (1978). Muscles, central nervous motor regulation and back problems. In M. Korr (Ed.), *The neurobiologic mechanisms in manipulative therapy* (pp. 27-41) New York: Plenum Press.
- Jillich, B. (2014). *Acquisition, analysis and visualization of data from physiological sensors for biofeedback applications*. (Unveröffentlichte Diplomarbeit). Universität Stuttgart.
- Johanson, E., Brumagne, S., Janssens, L., Pijnenburg, M., Claeys, K., & Paasuke, M. (2011). The effect of acute back muscle fatigue on postural control strategy in people with and without recurrent low back pain. *European Spine Journal*, 20(12), 2152-2159. doi:10.1007/s00586-011-1825-3

- Kempf, H.-D. (2010). Die Rückenschule. In H.-D. Kempf (Hrsg.), *Die Neue Rückenschule* (S. 3-27). Berlin, Heidelberg: Springer.
- Khazan, I. Z. (2013). *The clinical handbook of biofeedback: A step-by-step guide for training and practice with mindfulness*. Malden, MA: Wiley-Blackwell.
- Kiemel, T., Zhang, Y. F., & Jeka, J. J. (2011). Identification of Neural Feedback for Upright Stance in Humans: Stabilization Rather Than Sway Minimization. *Journal of Neuroscience*, 31(42), 15144-15153. doi:10.1523/Jneurosci.1013-11.2011
- Kiers, H., van Dieen, J. H., Brumagne, S., & Vanhees, L. (2015). Postural sway and integration of proprioceptive signals in subjects with LBP. *Human Movement Science*, 39, 109-120. doi:10.1016/j.humov.2014.05.011
- Kilby, M. C., Molenaar, P. C., & Newell, K. M. (2015). Models of Postural Control: Shared Variance in Joint and COM Motions. *PloS one*, 10(5), e0126379. doi:10.1371/journal.pone.0126379
- Kim, S. H., Kwon, O. Y., Park, K. N., & Kim, M. H. (2013). Comparison of erector spinae and hamstring muscle activities and lumbar motion during standing knee flexion in subjects with and without lumbar extension rotation syndrome. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(6), 1311-1316. doi:10.1016/j.jelekin.2013.07.004
- Kim, S. H., Park, K. N., & Kwon, O. Y. (2017). Pain intensity and abdominal muscle activation during walking in patients with low back pain: The STROBE study. *Medicine*, 96(42), e8250. doi:10.1097/MD.00000000000008250
- Kim, T., & Chai, E. (2015). Trunk and pelvic coordination at various walking speeds during an anterior load carriage task in subjects with and without chronic low back pain. *Journal of Physical Therapy Science*, 27(7), 2353-2356. doi:10.1589/jpts.27.2353
- Knieps, F., & Pfaff, H. (Hrsg.) (2016). *Gesundheit und Arbeit: Zahlen, Daten, Fakten-mit Gastbeiträgen aus Wissenschaft, Politik und Praxis. BKK Gesundheitsreport 2016*. Berlin: MWV Medizinisch Wissenschaftliche Verlagsgesellschaft.
- Koch, C., & Hänsel, F. (2018). Chronic non-specific low back pain and motor control during gait-A systematic review. *Frontiers in Psychology*, 9, 2236. doi:10.3389/fpsyg.2018.02236
- Koes, B. W., van Tulder, M., Lin, C. W., Macedo, L. G., McAuley, J., & Maher, C. (2010). An updated overview of clinical guidelines for the management of non-specific low back pain in primary care. *European Spine Journal*, 19(12), 2075-2094. doi:10.1007/s00586-010-1502-y
- Konrad, P. (2005). *EMG-Fibel: Eine praxisorientierte Einführung in die kinesiologische Elektromyographie*. USA: Noraxon.
- Korkmaz, S., Goksuluk, D., & Zararsiz, G. (2014). MVN: An R package for assessing multivariate normality. *The R Journal*, 6(2), 151-162.
- Kos, A., Tomazic, S., & Umek, A. (2016). Suitability of Smartphone Inertial Sensors for Real-Time Biofeedback Applications. *Sensors*, 16(3), 301. doi:10.3390/s16030301
- Kröner-Herwig, B., Frettlöh, J., Klinger, R., & Nilges, P. (Hrsg.) (2010). *Schmerzpsychotherapie: Grundlagen-Diagnostik-Krankheitsbilder-Behandlung*. Berlin, Heidelberg: Springer.

- Lafond, D., Champagne, A., Descarreaux, M., Dubois, J. D., Prado, J. M., & Duarte, M. (2009). Postural control during prolonged standing in persons with chronic low back pain. *Gait & Posture*, 29(3), 421-427. doi:10.1016/j.gaitpost.2008.10.064
- Laird, R. A., Gilbert, J., Kent, P., & Keating, J. L. (2014). Comparing lumbo-pelvic kinematics in people with and without back pain: a systematic review and meta-analysis. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 15(1), 1. doi:10.1186/1471-2474-15-229
- Lamoth, C. J., Daffertshofer, A., Meijer, O. G., & Beek, P. J. (2006). How do persons with chronic low back pain speed up and slow down? Trunk-pelvis coordination and lumbar erector spinae activity during gait. *Gait & Posture*, 23(2), 230-239. doi:10.1016/j.gaitpost.2005.02.006
- Lamoth, C. J., Meijer, O. G., Daffertshofer, A., Wuisman, P. I., & Beek, P. J. (2006). Effects of chronic low back pain on trunk coordination and back muscle activity during walking: changes in motor control. *European Spine Journal*, 15(1), 23-40. doi:10.1007/s00586-004-0825-y
- Lamoth, C. J., Meijer, O. G., Wuisman, P. I., van Dieen, J. H., Levin, M. F., & Beek, P. J. (2002). Pelvis-thorax coordination in the transverse plane during walking in persons with nonspecific low back pain. *Spine*, 27(4), E92-99.
- Lauber, B., & Keller, M. (2014). Improving motor performance: selected aspects of augmented feedback in exercise and health. *European Journal of Sport Science*, 14(1), 36-43. doi:10.1080/17461391.2012.725104
- Lee, C. E., Simmonds, M. J., Etnyre, B. R., & Morris, G. S. (2007). Influence of pain distribution on gait characteristics in patients with low back pain: part 1: vertical ground reaction force. *Spine*, 32(12), 1329-1336. doi:10.1097/BRS.0b013e318059af3b
- Lund, J. P., Donga, R., Widmer, C. G., & Stohler, C. S. (1991). The Pain-Adaptation Model - a Discussion of the Relationship between Chronic Musculoskeletal Pain and Motor-Activity. *Canadian Journal of Physiology and Pharmacology*, 69(5), 683-694. doi:10.1139/y91-102
- Luomajoki, H., & Moseley, G. L. (2011). Tactile acuity and lumbopelvic motor control in patients with back pain and healthy controls. *British Journal of Sports Medicine*, 45(5), 437-440. doi:10.1136/bjsm.2009.060731
- Ma, V. Y., Chan, L., & Carruthers, K. J. (2014). Incidence, prevalence, costs, and impact on disability of common conditions requiring rehabilitation in the United States: stroke, spinal cord injury, traumatic brain injury, multiple sclerosis, osteoarthritis, rheumatoid arthritis, limb loss, and back pain. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation*, 95(5), 986-995 e981. doi:10.1016/j.apmr.2013.10.032
- Madeleine, P., Leclerc, F., Arendt-Nielsen, L., Ravier, P., & Farina, D. (2006). Experimental muscle pain changes the spatial distribution of upper trapezius muscle activity during sustained contraction. *Clinical Neurophysiology*, 117(11), 2436-2445. doi:10.1016/j.clinph.2006.06.753
- Madeleine, P., Lundager, B., Voigt, M., & Arendt-Nielsen, L. (1999). Shoulder muscle co-ordination during chronic and acute experimental neck-shoulder pain. An occupational pain study. *European Journal of Applied*



- Physiology Occupational Physiology*, 79(2), 127-140. doi:10.1007/s004210050486
- Magnusson, M. L., Chow, D. H., Diamandopoulos, Z., & Pope, M. H. (2008). Motor control learning in chronic low back pain. *Spine*, 33(16), E532-538. doi:10.1097/BRS.0b013e31817dfd9a
- Manciopi, P. A., Rinaldi, N. M., & Moraes, R. (2017). Prehension Combined With Gait in Individuals With Chronic Low Back Pain. *Motor control*, 21(1), 90-111. doi:10.1123/mc.2014-0044
- Mazaheri, M., Coenen, P., Parnianpour, M., Kiers, H., & van Dieen, J. H. (2013). Low back pain and postural sway during quiet standing with and without sensory manipulation: a systematic review. *Gait & Posture*, 37(1), 12-22. doi:10.1016/j.gaitpost.2012.06.013
- Mazaheri, M., Salavati, M., Negahban, H., Sanjari, M. A., & Parnianpour, M. (2010). Postural sway in low back pain: Effects of dual tasks. *Gait & Posture*, 31(1), 116-121. doi:10.1016/j.gaitpost.2009.09.009
- McNeill, W. (2010). Core stability is a subset of motor control. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 14(1), 80-83.
- Mense, S. (1993). Nociception from skeletal muscle in relation to clinical muscle pain. *Pain*, 54(3), 241-289.
- Mok, N. W., Brauer, S. G., & Hodges, P. W. (2004). Hip strategy for balance control in quiet standing is reduced in people with low back pain. *Spine*, 29(6), E107-E112. doi:10.1097/01.Brs.0000115134.97854.C9
- Mok, N. W., Brauer, S. G., & Hodges, P. W. (2007). Failure to use movement in postural strategies leads to increased spinal displacement in low back pain. *Spine*, 32(19), E537-E543. doi:10.1097/BRS.0b013e31814541a2
- Moseley, G. L., & Hodges, P. W. (2005). Are the changes in postural control associated with low back pain caused by pain interference? *Clinical Journal of Pain*, 21(4), 323-329.
- Müller, B., & Basler, H.-D. (1993). *Kurzfragebogen zur aktuellen Beanspruchung: KAB*. Weinheim: Beltz.
- Müller, R., Ertelt, T., & Blickhan, R. (2015). Low back pain affects trunk as well as lower limb movements during walking and running. *Journal of Biomechanics*, 48(6), 1009-1014. doi:10.1016/j.jbiomech.2015.01.042
- Nelson-Wong, E., & Callaghan, J. P. (2010a). The impact of a sloped surface on low back pain during prolonged standing work: a biomechanical analysis. *Applied Ergonomics*, 41(6), 787-795. doi:10.1016/j.apergo.2010.01.005
- Nelson-Wong, E., & Callaghan, J. P. (2010b). Is muscle co-activation a predisposing factor for low back pain development during standing? A multifactorial approach for early identification of at-risk individuals. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(2), 256-263. doi:10.1016/j.jelekin.2009.04.009
- Nelson-Wong, E., Gregory, D. E., Winter, D. A., & Callaghan, J. P. (2008). Gluteus medius muscle activation patterns as a predictor of low back pain during standing. *Clinical Biomechanics*, 23(5), 545-553. doi:10.1016/j.clinbiomech.2008.01.002
- Newcomer, K. L., Jacobson, T. D., Gabriel, D. A., Larson, D. R., Brey, R. H., & An, K. N. (2002). Muscle activation patterns in subjects with and

- without low back pain. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(6), 816-821. doi:10.1053/apmr.2002.32826
- Newell, D., & van der Laan, M. (2010). Measures of complexity during walking in chronic non-specific low back pain patients. *Clinical Chiropractic*, 13(1), 8-14.
- Notzel, D., Puta, C., Wagner, H., Anders, C., Petrovich, A., & Gabriel, H. H. (2011). Altered hip muscle activation in patients with chronic non-specific low back pain. *Schmerz*, 25(2), 199-204, 206. doi:10.1007/s00482-010-1010-3
- Paalanne, N., Korpelainen, R., Taimela, S., Remes, J., Mutanen, P., & Karppinen, J. (2008). Isometric trunk muscle strength and body sway in relation to low back pain in young adults. *Spine*, 33(13), E435-441. doi:10.1097/BRS.0b013e318175c2c7
- Pakzad, M., Fung, J., & Preuss, R. (2016). Pain catastrophizing and trunk muscle activation during walking in patients with chronic low back pain. *Gait & Posture*, 49, 73-77. doi:10.1016/j.gaitpost.2016.06.025
- Panjabi, M. M. (1992). The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *Clinical Spine Surgery*, 5(4), 383-389.
- Perry, J., & Burnfield, J. (2010). Gait Analysis: Normal and Pathological Function. *Journal of Sports Science & Medicine*, 9(2), 353.
- Pincus, T., Burton, A. K., Vogel, S., & Field, A. P. (2002). A systematic review of psychological factors as predictors of chronicity/disability in prospective cohorts of low back pain. *Spine*, 27(5), E109-E120.
- Popa, T., Bonifazi, M., Della Volpe, R., Rossi, A., & Mazzocchio, R. (2007). Adaptive changes in postural strategy selection in chronic low back pain. *Experimental Brain Research*, 177(3), 411-418. doi:10.1007/s00221-006-0683-4
- Prins, M. R., van der Wurff, P., Meijer, O. G., Bruijn, S. M., & van Dieen, J. H. (2016). Mechanical Perturbations of the Walking Surface Reveal Unaltered Axial Trunk Stiffness in Chronic Low Back Pain Patients. *PloS one*, 11(6), e0157253. doi:10.1371/journal.pone.0157253
- Radebold, A., Cholewicki, J., Polzhofer, G. K., & Greene, H. S. (2001). Impaired postural control of the lumbar spine is associated with delayed muscle response times in patients with chronic idiopathic low back pain. *Spine*, 26(7), 724-730. doi:10.1097/00007632-200104010-00004
- Raspe, H. (2012). Themenheft 53" Rückenschmerzen". In Robert-Koch-Institut (Hrsg.).
- Ringheim, I., Austein, H., Indahl, A., & Roeleveld, K. (2015). Postural strategy and trunk muscle activation during prolonged standing in chronic low back pain patients. *Gait & Posture*, 42(4), 584-589. doi:10.1016/j.gaitpost.2015.09.008
- Roland, M. O. (1986). A critical review of the evidence for a pain-spasm-pain cycle in spinal disorders. *Clinical Biomechanics*, 1(2), 102-109. doi:10.1016/0268-0033(86)90085-9
- Ruhe, A., Fejer, R., & Walker, B. (2010). The test–retest reliability of centre of pressure measures in bipedal static task conditions—a systematic review of the literature. *Gait & Posture*, 32(4), 436-445. doi:10.1016/j.gaitpost.2010.09.012

- Ruhe, A., Fejer, R., & Walker, B. (2011a). Center of pressure excursion as a measure of balance performance in patients with non-specific low back pain compared to healthy controls: a systematic review of the literature. *European Spine Journal*, 20(3), 358-368. doi:10.1007/s00586-010-1543-2
- Ruhe, A., Fejer, R., & Walker, B. (2011b). Is there a relationship between pain intensity and postural sway in patients with non-specific low back pain? *BMC Musculoskeletal Disorders*, 12(1), 1. doi:10.1186/1471-2474-12-162
- Saragiotto, B. T., Maher, C. G., Yamato, T. P., Costa, L. O., Menezes Costa, L. C., Ostelo, R. W., & Macedo, L. G. (2016). Motor control exercise for chronic non-specific low-back pain. *Cochrane Database Systematic Review*, 8(1).
- Schellendorfer, S., Ernst, M. J., Rast, F. M., Bauer, C. M., Meichtry, A., & Kool, J. (2015). Low back pain and postural control, effects of task difficulty on centre of pressure and spinal kinematics. *Gait & Posture*, 41(1), 112-118. doi:10.1016/j.gaitpost.2014.09.004
- Schmidt, C. O., & Kohlmann, T. (2007). Rückenschmerzen in Deutschland-ein epidemiologischer Überblick-80-90% der Deutschen sind im Laufe ihres Lebens betroffen. *Der Klinikarzt*, 36(12), 680-684.
- Schürer, R. (2014). Unspezifische Rückenschmerzen-Low Back Pain. Verfügbar unter: <http://time.com/3973256/flooding-risk-coastal-cities/> [15.09.18]
- Schweizer, G., & Furley, P. (2017). Die Vertrauenskrise empirischer Forschung in der Psychologie. *Zeitschrift für Sportpsychologie*, 23 (3), 77-83. doi:10.1026/1612-5010/a000171
- Seay, J. F., Van Emmerik, R. E., & Hamill, J. (2011a). Influence of low back pain status on pelvis-trunk coordination during walking and running. *Spine*, 36(16), E1070-1079. doi:10.1097/BRS.0b013e3182015f7c
- Seay, J. F., Van Emmerik, R. E., & Hamill, J. (2011b). Low back pain status affects pelvis-trunk coordination and variability during walking and running. *Clinical Biomechanics*, 26(6), 572-578. doi:10.1016/j.clinbiomech.2010.11.012
- Seay, J. F., Van Emmerik, R. E., & Hamill, J. (2014). Trunk bend and twist coordination is affected by low back pain status during running. *European Journal Sport Science*, 14(6), 563-568. doi:10.1080/17461391.2013.866167
- Selles, R. W., Wagenaar, R. C., Smit, T. H., & Wuisman, P. I. (2001). Disorders in trunk rotation during walking in patients with low back pain: a dynamical systems approach. *Clinical Biomechanics*, 16(3), 175-181.
- Sherafat, S., Salavati, M., Takamjani, I. E., Akhbari, B., Rad, S. M., Mazaheri, M., . . . Lali, P. (2014). Effect of dual-tasking on dynamic postural control in individuals with and without nonspecific low back pain. *Journal of Manipulative Physiological Therapeutics*, 37(3), 170-179. doi:10.1016/j.jmpt.2014.02.003
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (Eds.) (2007). *Motor control: translating research into clinical practice*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.

- Silsupadol, P., Teja, K., & Lugade, V. (2017). Reliability and validity of a smartphone-based assessment of gait parameters across walking speed and smartphone locations: Body, bag, belt, hand, and pocket. *Gait & Posture*, 58, 516-522. doi:10.1016/j.gaitpost.2017.09.030
- Steele, J., Bruce-Low, S., Smith, D., Jessop, D., & Osborne, N. (2013). A randomized controlled trial of limited range of motion lumbar extension exercise in chronic low back pain. *Spine*, 38(15), 1245-1252. doi:10.1097/BRS.0b013e318291b526
- Steele, J., Bruce-Low, S., Smith, D., Jessop, D., & Osborne, N. (2014). Lumbar kinematic variability during gait in chronic low back pain and associations with pain, disability and isolated lumbar extension strength. *Clinical Biomechanics*, 29(10), 1131-1138. doi:10.1016/j.clinbiomech.2014.09.013
- Stergiou, N., & Decker, L. M. (2011). Human movement variability, nonlinear dynamics, and pathology: is there a connection? *Human Movement Science*, 30(5), 869-888.
- Taylor, N. F., Evans, O. M., & Goldie, P. A. (2003). The effect of walking faster on people with acute low back pain. *European Spine Journal*, 12(2), 166-172. doi:10.1007/s00586-002-0498-3
- Taylor, N. F., Goldie, P. A., & Evans, O. M. (2004). Movements of the pelvis and lumbar spine during walking in people with acute low back pain. *Physiotherapy Research International*, 9(2), 74-84.
- Thomas, H. (2003). Quality assessment tool for quantitative studies. *Effective Public Health Practice Project*. In Effective Public Health Practice Project. Verfügbar unter: <https://merst.ca/ephpp/> [12.12.17]
- Thomm, M. (2016). Schmerzanamnese, Methoden zur Schmerzerfassung und Dokumentation. In M. Thomm (Hrsg.) *Schmerzmanagement in der Pflege* (S. 11-22). Berlin, Heidelberg: Springer.
- Triano, J. J., & Schultz, A. B. (1987). Correlation of objective measure of trunk motion and muscle function with low-back disability ratings. *Spine*, 12(6), 561-565.
- Tucker, K., Butler, J., Graven-Nielsen, T., Riek, S., & Hodges, P. (2009). Motor unit recruitment strategies are altered during deep-tissue pain. *Journal of Neuroscience*, 29(35), 10820-10826. doi:10.1523/JNEUROSCI.5211-08.2009
- Turbanski, S., & Schmidtbleicher, D. (2010). Posturale Kontrolle als situationsabhängige Fertigkeit. *Sportverletzung· Sportschaden*, 24(03), 123-128. doi: 10.1055/s-0030-1267402
- van den Hoorn, W., Bruijn, S. M., Meijer, O. G., Hodges, P. W., & van Dieen, J. H. (2012). Mechanical coupling between transverse plane pelvis and thorax rotations during gait is higher in people with low back pain. *Journal of Biomechanics*, 45(2), 342-347. doi:10.1016/j.jbiomech.2011.10.024
- van der Hulst, M., Vollenbroek-Hutten, M. M., Rietman, J. S., & Hermens, H. J. (2010). Lumbar and abdominal muscle activity during walking in subjects with chronic low back pain: support of the "guarding" hypothesis? *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(1), 31-38. doi:10.1016/j.jelekin.2009.03.009

- van der Hulst, M., Vollenbroek-Hutten, M. M., Rietman, J. S., Schaake, L., Groothuis-Oudshoorn, K. G., & Hermens, H. J. (2010). Back muscle activation patterns in chronic low back pain during walking: a "guarding" hypothesis. *The Clinical Journal of Pain*, 26(1), 30-37.
- van Dieën, J. H., Selen, L. P., & Cholewicki, J. (2003). Trunk muscle activation in low-back pain patients, an analysis of the literature. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(4), 333-351.
- van Tulder, M., Furlan, A., Bombardier, C., Bouter, L., & Editorial Board of the Cochrane Collaboration Back Review, G. (2003). Updated method guidelines for systematic reviews in the cochrane collaboration back review group. *Spine*, 28(12), 1290-1299. doi:10.1097/01.BRS.0000065484.95996.AF
- Vogt, L., Pfeifer, K., & Banzer, W. (2003). Neuromuscular control of walking with chronic low-back pain. *Manual Therapy*, 8(1), 21-28.
- Vogt, L., Pfeifer, K., Portscher, & Banzer, W. (2001). Influences of nonspecific low back pain on three-dimensional lumbar spine kinematics in locomotion. *Spine*, 26(17), 1910-1919.
- Von Korff, M., Ormel, J., Keefe, F. J., & Dworkin, S. F. (1992). Grading the severity of chronic pain. *Pain*, 50(2), 133-149.
- Waddell, G. (1987). 1987 Volvo award in clinical sciences. A new clinical model for the treatment of low-back pain. *Spine*, 12(7), 632-644.
- Wagner, P., & Singer, R. (2003). Ein Fragebogen zur Erfassung der habituellen körperlichen Aktivität verschiedener Bevölkerungsgruppen. *Sportwissenschaft*, 33(4), 383-397.
- Wand, B. M., Parkitny, L., O'Connell, N. E., Luomajoki, H., McAuley, J. H., Thacker, M., & Moseley, G. L. (2011). Cortical changes in chronic low back pain: current state of the art and implications for clinical practice. *Manual Therapy*, 16(1), 15-20. doi:10.1016/j.math.2010.06.008
- Wells GA, Shea B, O'Connell D, Peterson J, Welch V, Losos M, et al. The Newcastle-Ottawa Scale (NOS) for assessing the quality if nonrandomized studies in meta-analyses. Verfügbar unter: [http://www.ohri.ca/programs/clinical\\_epidemiology/oxford.htm](http://www.ohri.ca/programs/clinical_epidemiology/oxford.htm) [24.01.18]
- Wiesinger, G. F., Nuhr, M., Quittan, M., Ebenbichler, G., Wolfl, G., & Fialka-Moser, V. (1999). Cross-cultural adaptation of the Roland-Morris questionnaire for German-speaking patients with low back pain. *Spine*, 24(11), 1099-1103.
- Winter-Barnstedt, C. (2001). *Phantomschmerz nach Extremitätenamputation: Diagnostik und Biofeedback-Behandlung*. Dissertation, Ruprecht-Karls-Universität Heidelberg.
- Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, 3(4), 193-214. doi:10.1016/0966-6362(96)82849-9
- Winter, D. A., Patla, A. E., Prince, F., Ishac, M., & Gielo-Perczak, K. (1998). Stiffness control of balance in quiet standing. *Journal of Neurophysiology*, 80(3), 1211-1221. doi:10.1152/jn.1998.80.3.1211
- Yang, M., Zheng, H., Wang, H., McClean, S., & Harris, N. (2012). Assessing the utility of smart mobile phones in gait pattern analysis. *Health and Technology*, 2(1), 81-88.

- Zahraee, M. H., Karimi, M. T., Mostamand, J., & Fatoye, F. (2014). Analysis of asymmetry of the forces applied on the lower limb in subjects with nonspecific chronic low back pain. *BioMed Research International*, 289491. doi:10.1155/2014/289491

## Anhang

### A1: Skala der Qualitätsbeurteilung

#### Auswahl

1. Angemessenheit der Falldefinition (hier Rückenschmerz)
  - a) Ja, durch In- und Exklusionskriterien definiert (1)  
Erläuterung: In- und Exklusionskriterien für Personen zum Ausschluss von Personen mit spezifischen Rückenschmerzen oder Gesunden wurden definiert
  - b) Ja, die definierten In- und Exklusionskriterien werden standardisiert und objektiv gemessen (1)  
Erläuterung: z.B. durch ein standardisiertes Verfahren oder eine ärztliche Untersuchung
  - c) Ja, Fälle sind definiert, allerdings nur durch freies Berichten der Probanden (0)  
Erläuterung: nur VAS oder ähnliches ohne Ausschluss von spezifischem Rückenschmerz
  - d) Keine Beschreibung (k)
2. Repräsentativität der Fälle
  - a) Fortlaufend oder eine offensichtlich repräsentative Serie von Fällen (1)  
Erläuterung: alle Fälle mit dem Outcome von Interesse (hier Rückenschmerz) über einen definierten Zeitraum, in einer definierten Region oder alle Fälle in einer Klinik oder eine angemessene Auswahl von Fällen (z. B. zufällige Stichprobe) werden berücksichtigt
  - b) Möglichkeit von Selektionsbias (0)  
Erläuterung: Anforderungen von a nicht erfüllt
  - c) Keine Angabe (k)
3. Auswahl der Kontrollen (hier Gesunde)
  - a) Kontrollprobanden aus der gleichen Umgebung (1) (z. B. gleiche Stadt, Region)
  - b) Kontrollprobanden aus der gleichen Umgebung (nicht in einer anderen Stadt) mit einem anderen gemeinsamen Merkmal (0)  
Erläuterung: aus der gleichen Klinik mit einem möglichen anderen Krankheitsbild
  - c) Keine Beschreibung (k)
4. Definition der Kontrollen
  - a) Keine Krankheitshistorie (1)  
Erläuterung: keine Probleme mit Rückenschmerzen, wenn Fälle das erste Mal RS haben; wenn Fälle chronische RS sind, sollten Personen, die an möglicher Vorform leiden nicht ausgeschlossen werden als Kontrolle (mit 1 gewertet,

wenn nie ein Arztbesuch oder einen Arbeitsausfall wegen Rückenschmerzen vorlag)

- b) Kriterien von a) nicht erfüllt (0)
- c) Keine Beschreibung (k)

### **Vergleichbarkeit**

5. Vergleichbarkeit von Fällen und Kontrollen auf Basis des Designs oder der Analyse (Punkte werden addiert, max 2)

- a) Studie kontrolliert die Vergleichbarkeit von Fall und Kontrolle durch Matching, Stratifizierung, Partial-Korrelationen im Hinblick auf das Alter (1)  
Erläuterung: die Angabe, dass die Gruppen sich nicht signifikant unterscheiden reicht nicht aus, Adjustierung der Variablen im Hinblick auf die konfundierenden Ergebnisse; auch wenn Einfluss von Störgrößen nachträglich untersucht wird
- b) Studie kontrolliert weitere Faktoren (z. B. Geschlecht, BMI) (1)
- c) Studie kontrolliert die Vergleichbarkeit der Gruppen nicht, außer durch nachträgliche t-Tests (0)
- d) Keine Angabe (k)  
Erläuterung: Alter muss als Störvariable untersucht werden, um die Höchstwertung von zwei Punkten bei der Frage zu erreichen.

### **Datenerhebung**

6. Ist die Methode der Datenaufzeichnung valide?

- a) Ja (1)
- b) Nein (0)
- c) Kann nicht gesagt werden (k)  
Erläuterung: Ja, wenn angegeben oder bei Aufzeichnung mit standardmäßig verwendeten Geräten wie Kraftmessplatte, EMG

7. Ist die Methode der Datenaufzeichnung reliabel?

- a) Ja (1)
- b) Nein (0)
- c) Kann nicht gesagt werden (k)  
Erläuterung: Ja, wenn angegeben oder bei Aufzeichnung mit standardmäßig verwendeten Geräten wie Kraftmessplatte, EMG

### **Exposition**

8. Waren die Versuchsleiter blind für den Fall-Kontroll-Status?

- a) Ja (1)
- b) Nein (0)
- c) Nicht berichtet (k)



9. Selbe Methode der Feststellung für Fälle und Kontrolle

- a) Ja (1)
- b) Nein (0)
- c) Nicht beschrieben (k)

10. Rate der Personen ohne Antwort

- a) Gleiche Rate für Fälle und Kontrolle (1)  
Erläuterung: für beide Gruppen ist die Rate der Personen, die die Möglichkeit hatten an der Untersuchung teilzunehmen (z.B. eingeladen wurden) und derer, von denen tatsächlich Daten erhoben wurden, gleich
- b) Rate unterschiedlich (0)
- c) Nicht beschrieben (k)

## A2: Fragebogen

Liebe Teilnehmerinnen und Teilnehmer,

um untersuchungsrelevante Informationen zu erfassen bitten wir Sie als Teilnehmende dieser Studie um die sorgfältige und ehrliche Bearbeitung dieses Fragebogens. Dazu werden Sie ca. 20 Minuten benötigen.

Neben jeder Frage bzw. Aussage finden Sie verschiedene Antwortmöglichkeiten vor. Kreuzen Sie bitte das Kästchen an, welches dem Ausmaß Ihrer Zustimmung am meisten entspricht. Scheuen Sie sich nicht, auch extreme Werte anzukreuzen. Es gibt **keine** richtigen oder falschen Antworten, es kommt auf Ihr Erleben an. Uns interessiert Ihre spontane Meinung.

Die Befragung erfolgt selbstverständlich anonym und die erfassten Daten dienen ausschließlich der wissenschaftlichen Verarbeitung. Bitte schreiben Sie **keinen** Namen auf Ihren Fragebogen. Damit wir Ihren Fragebogen und Ihre Aussagen der verschiedenen Befragungen verbinden und vergleichen können, schreiben wir Ihren Identifikationscode auf den Bogen.

Wir bedanken uns bereits jetzt für Ihr Mitwirken an unserer Untersuchung und wünschen Ihnen viel Spaß.

**Teil 1**

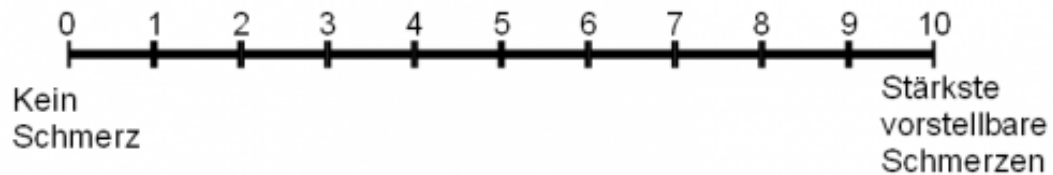
Bitte kreuzen Sie an, wie Sie sich **während der Untersuchung** gefühlt haben:

	sehr	ziemlich	eher	ziemlich	sehr	
1. angespannt	( )	( )	( )	( )	( )	gelassen
2. gelöst	( )	( )	( )	( )	( )	bekommen
3. besorgt	( )	( )	( )	( )	( )	unbekümmert
4. entspannt	( )	( )	( )	( )	( )	unruhig
5. skeptisch	( )	( )	( )	( )	( )	vertrauensvoll
6. behaglich	( )	( )	( )	( )	( )	unwohl
7. motiviert	( )	( )	( )	( )	( )	unmotiviert
8. aktiviert	( )	( )	( )	( )	( )	müde
9. konzentriert	( )	( )	( )	( )	( )	unkonzentriert

**Teil 2**

Bitte kreuzen Sie Zutreffendes an:

Rückenschmerz **in diesem Moment**:



Bitte beantworten Sie folgende Fragen zur Ihrer Person:

Geschlecht: ☐ männlich

Alter: \_\_\_\_\_ Jahre

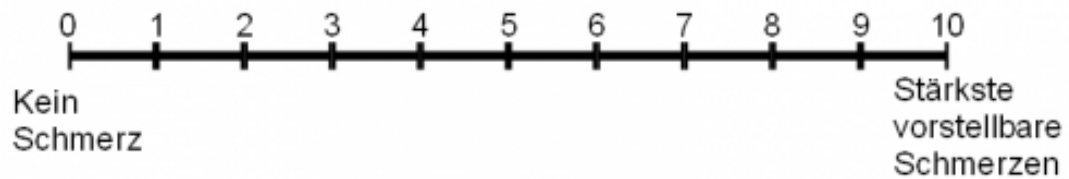
☐ weiblich

Größe: \_\_\_\_\_ cm

Gewicht: \_\_\_\_\_ kg

Bitte kreuzen Sie Zutreffendes an:

Rückenschmerzen **in den letzten 6 Wochen**:



### Teil 3

Sehr geehrter Proband, wenn Sie Rückenschmerzen haben, sind alltägliche Dinge oft schwer zu erledigen.

Diese Liste enthält Sätze, die Personen verwendet haben, um ihre Rückenschmerzen zu beschreiben. Wenn Sie die Liste durchlesen, fällt Ihnen auf, dass der eine oder andere Satz Ihre Beschwerden von heute am besten beschreibt. Denken Sie bitte nur an die Beschwerden von heute.

Trifft ein Satz auf Ihre Beschwerden von heute zu, kreuzen Sie diesen Satz an. Falls ein Satz Sie nicht beschreibt, kreuzen Sie diesen Satz nicht an und gehen Sie zum nächsten Satz.

Nr.	Beschreibung der Tätigkeit	X
1.	Wegen Rückenschmerzen bleibe ich den größten Teil des Tages zu Hause.	
2.	Ich wechsle häufig meine Körperhaltung, um meinen Rücken zu entlasten.	
3.	Ich gehe wegen meiner Rückenschmerzen langsamer als sonst.	
4.	Wegen meiner Rückenschmerzen erledige ich keine der Arbeiten, die ich sonst im Haushalt erledige.	
5.	Wegen meiner Rückenschmerzen halte ich mich beim Treppensteigen am Geländer fest.	
6.	Wegen meiner Rückenschmerzen lege ich mich häufiger als sonst zum Ausruhen hin.	

7.	Wegen meiner Rückenschmerzen muss ich mich an etwas abstützen, um aus einem Polstersessel hochzukommen.	
8.	Wegen meiner Rückenschmerzen bitte ich andere Menschen, etwas für mich zu erledigen.	
9.	Wegen meiner Rückenschmerzen brauche ich zum Ankleiden länger als sonst.	
10.	Wegen meiner Rückenschmerzen achte ich darauf, nur kurze Zeit zu stehen.	
11.	Wegen meiner Rückenschmerzen achte ich darauf, mich so wenig wie möglich zu bücken oder niederzuknien.	
12.	Wegen meiner Rückenschmerzen fällt es mir schwer, von einem Stuhl aufzustehen.	
13.	Ich leide den größten Teil des Tages/der Nacht unter Rückenschmerzen.	
14.	Meine Rückenschmerzen erschweren mir das Umdrehen im Bett.	
15.	Wegen meiner Rückenschmerzen ist mein Appetit nicht besonders gut.	
16.	Wegen meiner Rückenschmerzen habe ich Probleme beim Anziehen von Socken (oder Strümpfen/Strumpfhosen).	
17.	Wegen meiner Rückenschmerzen gehe ich nur kurze Strecken.	
18.	Wegen meiner Rückenschmerzen schlafe ich weniger als sonst.	
19.	Wegen meiner Rückenschmerzen brauche ich beim Ankleiden Hilfe.	
20.	Wegen meiner Rückenschmerzen verbringe ich den größten Teil des Tages sitzend.	
21.	Wegen meiner Rückenschmerzen versuche ich, schwere Arbeiten im Haushalt zu vermeiden.	
22.	Wegen meiner Rückenschmerzen bin ich reizbar und überrauniger als sonst.	
23.	Wegen meiner Rückenschmerzen gehe ich Treppen langsamer hinauf als sonst.	
24.	Wegen meiner Rückenschmerzen verbringe ich den größten Teil des Tages im Bett.	

**Teil 4**

*Wurde aufgrund von Lizenzrechten entfernt*

**Teil 5**

*Wurde aufgrund von Lizenzrechten entfernt*